

Tese de Doutorado

Novo design de laminados oclusais ultrafinos
CAD/CAM de resina composta e cerâmica
para o tratamento de erosão severa

Luís Henrique Schlichting

Este trabalho avaliou, in vitro, a influência de materiais para processamento CAD/CAM (cerâmica vs. resina composta) na resistência à fadiga de laminados oclusais ultrafinos (0,6 mm) e finos (1,2 mm).

O doutorado foi realizado com o apoio da CAPES (processo BEX 1689/08-8) com Estágio Doutorado Sanduíche realizado na Herman Ostrow School of Dentistry da University of Southern California (USC), em Los Angeles, Estados Unidos da América.

Orientador:
Hamilton Pires Maia, Dr.

Co-orientadores:
Luiz Narciso Baratieri, Dr.
Pascal Magne, Dr. (USC)

 Universidade Federal de Santa Catarina
Programa de Pós-Graduação em Odontologia

Universidade
Federal de Santa
Catarina

Programa de Pós-
Graduação em
Odontologia

Área de Concentração
em Dentística

[www.ccs.ufsc.br/
posdonto](http://www.ccs.ufsc.br/posdonto)

Campus Universitário
Trindade
Florianópolis - SC

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação
em Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina
como requisito para a obtenção do título de Doutor
em Odontologia, Área de concentração Dentística

Orientador:
Prof. Dr. Hamilton Pires Maia

Co-orientadores:
Prof. Dr. Luiz Narciso Baratieri
Prof Dr. Pascal Magne (University of Southern California)

Florianópolis, 2010

LUÍS HENRIQUE SCHLICHTING

NOVO DESIGN DE LAMINADOS OCLUSAIS ULTRAFINOS
CAD/CAM DE RESINA COMPOSTA E CERÂMICA
PARA O TRATAMENTO DE EROSÃO SEVERA

Florianópolis

2010

LUÍS HENRIQUE SCHLICHTING

NOVO DESIGN DE LAMINADOS OCLUSAIS ULTRAFINOS
CAD/CAM DE RESINA COMPOSTA E CERÂMICA
PARA O TRATAMENTO DE EROSÃO SEVERA

Tese apresentada ao Programa de Pós-
Graduação em Odontologia da Universidade
Federal de Santa Catarina, como requisito para
a obtenção do título de Doutor em Odontologia
- Área de concentração: Dentística.

Orientador: Prof. Dr. Hamilton Pires Maia
Co-orientadores: Prof. Dr. Luiz Narciso Baratieri
Prof. Dr. Pascal Magne

Florianópolis
2010

Catálogo na fonte pela Biblioteca Universitária da
Universidade Federal de Santa Catarina

S344n Schlichting, Luis Henrique
Novo design de laminados oclusais ultrafinos CAD/CAM
de resina composta e cerâmica para o tratamento de erosão
severa [tese] / Luis Henrique Schlichting ; orientador,
Hamilton Pires Maia. - Florianópolis, SC, 2010.
163 p.: il., grafs., tabs.

Tese (doutorado) - Universidade Federal de Santa
Catarina, Centro de Ciências da Saúde. Programa de Pós-
Graduação em Odontologia.

Inclui referências

1. Odontologia. 2. Cerâmica. 3. Erosão dentária.
4. Estresse mecânico. 5. Facetas dentárias. 6. Resinas
compostas. I. Maia, Hamilton Pires. II. Universidade
Federal de Santa Catarina. Programa de Pós-Graduação em
Odontologia. III. Título.

CDU 616.314

LUÍS HENRIQUE SCHLICHTING

NOVO DESIGN DE LAMINADOS OCLUSAIS ULTRAFINOS
CAD/CAM DE RESINA COMPOSTA E CERÂMICA
PARA O TRATAMENTO DE EROÇÃO SEVERA


Esta tese foi julgada adequada para obtenção do título de
DOUTOR EM ODONTOLOGIA – ÁREA DE CONCENTRAÇÃO
DENTÍSTICA e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-
Graduação em Odontologia.

Florianópolis, 26 de abril de 2010.

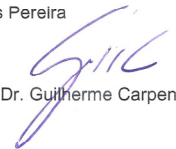
Prof. Dr. Ricardo de Souza Magini
Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Odontologia

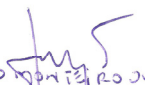
BANCA EXAMINADORA


Prof. Dr. Hamilton Pires Maia
Orientador


Prof. Dr. Pascal Magne
Co-orientador


Profa. Dra. Patrícia Nóbrega Rodrigues Pereira
Membro


Prof. Dr. Guilherme Carpena Lopes
Membro


Prof. Dr. Sylvio Monteiro Júnior
Membro

À minha amada KATHRYN,
esposa virtuosa e
co-autora deste trabalho.
Aos meus pais, NEORY e BEATRIZ,
sempre exemplos em minha vida.
Aos meus irmãos,
MARCELO e LUCIANE,
à MAIRA, e à pequenina ESTHER,
por tudo!!!

Amo muito vocês!!!

Ao meu Senhor e Salvador JESUS CRISTO,
digno de toda honra e glória,
pela minha vida.

AGRADECIMENTOS

Ao professor HAMILTON PIRES MAIA, meu orientador de doutorado, por todos os ensinamentos, conselhos, incentivos, correções e apoio em todos os momentos. Sempre serei grato pela sua contribuição na minha formação e o admiro muito!

Ao professor LUIZ NARCISO BARATIERI, meu co-orientador de doutorado, por toda a sua contribuição na minha formação pessoal e profissional. Sua sensibilidade, inteligência e liderança são o combustível que não deixa indiferentes aqueles que estão ao seu redor. Admiro muito o senhor. Muito obrigado por ter dito: "vai dar certo"!

Ao professor SYLVIO MONTEIRO JÚNIOR, pelo exemplo e referência de educador, pelos conselhos sábios e ensinamentos. Também muito obrigado pelo apoio para realizar este projeto. Minha admiração e gratidão por tudo!

Ao professor MAURO AMARAL CALDEIRA DE ANDRADA, meu orientador de mestrado, pelo incentivo, ensinamentos, conselhos e competência. Muito obrigado!

Ao professor LUIZ CLÓVIS CARDOSO VIEIRA, pelo apoio e bom humor sempre presente.

Ao professor ÉLITO ARAÚJO, pelas sugestões sempre pertinentes.

Ao professor JOÃO ROBERTO SANFORD LINS, pelos ensinamentos, e agradáveis momentos durante o estágio de docência.

Ao professor CÉSAR ANDRADE, pela convivência e conselhos durante o estágio de docência.

Ao professor CLÉO NUNES DE SOUZA, pela experiência profissional e descontração durante o estágio de docência.

Ao professor GUILHERME CARPENA LOPES, pelos conselhos e conhecimento compartilhado e também por aceitar o convite para a banca examinadora.

Aos colegas de doutorado, BEATRIZ, FÁBIO, FERNANDO, FLÁVIA, JACKELINE, JUSSARA, KAZUZA, LEANDRO, LETÍCIA, LUCIANA, MÔNICA e TIAGO, por tudo o que vivemos juntos seja nos momentos de alegria, ou naqueles mais difíceis. Agradeço a oportunidade de ter estudado com vocês. Foi um tempo especial! Muito obrigado por tudo! Desejo muito sucesso e felicidades a cada um de vocês!

Aos amigos LESSANDRO MACHRY e GUSTAVO BRANDEBURGO, valeu por tudo!

Aos colegas do doutorado da turma 2004/2005, CLÁUDIA, FABIANO MARSON, FABIANO ARAÚJO, ISANA, LIZETTE, LUÍS, MARY, PAULA, RENATA, SAULO e SÉRGIO pelos momentos de convivência e aprendizado.

Aos colegas do mestrado 2006/2007 e doutorado 2008/2009 DANIEL, EDUARDO, JUNIO, JUAN, JULIANA, LÍVIA, LUANA, MARCELO, MAX, NEIMAR, RENAN, SHEILA e SILVANA pelo agradável convívio.

Aos amigos LUÍS BOFF, EMERSON DUARTE, ROBERTO GARANHANI, MÁRIO HOMEM E UMBERTO PAZ, pela amizade e incentivo.

À professora LIENE CAMPOS, pelas sugestões e atenção especial na revisão do trabalho.

Aos professores RICARDO DE SOUSA VIEIRA e RICARDO DE SOUZA MAGINI, coordenadores do Programa de Pós-Graduação em Odontologia, pela competência administrativa demonstrada.

Ao professor SÉRGIO FREITAS, quando Pró-Reitor de Pós-graduação, pelas orientações com respeito ao Doutorado Sanduíche.

A todos os PROFESSORES do Curso de Pós-Graduação em Odontologia pelo empenho em manter o padrão de excelência do Curso.

Aos ALUNOS da graduação do Curso de Odontologia da UFSC pela oportunidade de ensinar e também aprender.

À professora PATRÍCIA NÓBREGA RODRIGUES PEREIRA por aceitar o convite de participar da banca examinadora deste trabalho e pelas valiosas sugestões.

À ANA MARIA FRANDALOZO e demais funcionários da Coordenadoria de Pós-Graduação, pelo atendimento sempre eficiente e por todo o apoio.

Aos funcionários das disciplinas de Dentística e Clínica Integrada, Dona LÉA, BRUNO, RICHARD e Dona THALITA, pela cordialidade e presteza em todas as horas.

Aos FUNCIONÁRIOS das clínicas, pela cordialidade e presteza.

Ao Sr. JOAQUIM DUTRA COELHO, pela execução do dispositivo de cimentação.

À UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA, pela minha formação, desde os tempos de Colégio de Aplicação.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior do Ministério da Educação – CAPES, pela bolsa de doutorado sanduíche (processo BEX 1689/08-8).

Aos PACIENTES e PROFISSIONAIS que doaram os dentes extraídos para este estudo.

À minha mãe BEATRIZ e aos meus irmãos LUCIANE e MARCELO, pela ajuda inestimável na coleta dos dentes.

Ao colega CARLOS CÉSAR DE ANTONI, amigo desde os tempos de HGuFl, pelo incentivo.

Ao Sr. HERBERT MENDES, gerente de Marketing da empresa Ivoclar Vivadent – Brasil, pela doação dos blocos e.max CAD.

À empresa IVOCLAR VIVADENT USA, pela doação dos blocos Empress CAD.

À empresa 3M ESEPE USA, pela doação dos blocos Paradigm MZ100 e resina composta Filtek Z100.

À empresa KERR USA pela doação do sistema adesivo Optibond FL.

À empresa ULTRADENT USA pela doação dos ácidos fosfórico e fluorídrico e agente silano.

Aos amigos e técnicos em prótese JOSÉ LUIZ BATISTA e ARNO EGON, pelo apoio nos casos clínicos.

Ao amigo PAULO KANO, pelos casos clínicos que realizamos e pela oportunidade de publicação.

Às secretárias do consultório do Prof. Baratieri, ROSÂNGELA e TEREZINHA, pelo atendimento sempre alegre e eficiente.

Ao amigo SAULO FORTKAMP. Obrigado pela força!

À professora FÁBIO ALVES SILVA, pelas aulas de inglês.

A HUMBERTO PAVANELLI, pela confecção do vídeo.

À UNIVERSITY OF SOUTHERN CALIFORNIA (USC), pelo caloroso acolhimento de seus funcionários, professores e alunos.

Aos professores SIG ABELSON e AVISHAI SADAN, *Deans* da HERMAN OSTROW SCHOOL OF DENTISTRY – USC pela possibilidade que tive de estudar na sua escola.

À MARIA PAULA GANDOLFI PARANHOS, estudante de doutorado da PUC/POA, e também orientanda do Prof Pascal Magne, pela amizade e tempo que compartilhamos na USC e na “Beautiful Los Angeles!” Muito obrigado!

Aos demais amigos brasileiros do período em Los Angeles, MARINELLE, SABRINA, ANTÔNIA e MARCELO, pelos momentos especiais.

Ao LUÍS e ELISA pelo tempo em que convivemos em L.A. Um abraço!!

Ao Professor DAVID ALLEMAN, da Universidade de Utah, pelo apoio e incentivo.

À Professora SUSANNE SCHERRER, da Universidade de Genebra, pelas importantes sugestões durante a fase de piloto.

À Professora FRANCESCA VILATI, da Universidade de Genebra, pela gentileza em ceder fotos clínicas de erosão.

Aos professores e amigos, ABDI SAMENI, ANA KIM, DREW EGGERBRATEN, MAMALI RESHAD, RICHARD KAHN, pelos momentos no *Esthetic Selective*, na clínica e pelo conhecimento compartilhado.

Aos amigos integrantes do grupo de estudo bíblico, grandes amigos em Los Angeles, KARL e ELODIE LORENZ, SCOTT e MAUD REGIER, PASCAL e GEIBI e ERINE MAGNE, pelos jantares em "família" e principalmente pela possibilidade de estudarmos a Bíblia e partilharmos a fé em Jesus Cristo.

Aos ALUNOS do ESTHETIC SELECTIVE, em especial FABIOLA, JENNIFER, ABIER, KYLE, BRIK pelas terças-feiras à tarde, colocando em prática "the good news" da biomimética.

Aos funcionários do Oral Health Center, em especial, ALISON e JANE, pela presteza e sempre bom-humor.

Aos funcionários do laboratório Burbank na USC, ODENA, TAKANASHI, YOUNG KIM, NAMSUNG, JISEONG, SEVAK, YOUNG BE, SO, JINA pela alegre convivência diária e pelos cafés do Starbucks.

Aos funcionários da Herman Ostrow School of Dentistry da University of Southern California CINDY MITCHELL, KELLY RENDAL, ZACH WILLIAMS pela receptividade e pelo atendimento sempre cordial.

Aos ALUNOS e PACIENTES da clínica de Operative Dentistry, durante o período de voluntariado.

Aos amigos MICHEL e INGE MAGNE, pela amizade, pelos agradáveis momentos no laboratório da USC e fora dele; pelas aulas de fotografia. Também, não posso esquecer-me das pedaladas em L.A.! Michel, o SENHOR DEUS lhe concedeu o talento de fazer dentes como ninguém e com esta arte você motiva aqueles que buscam se tornar profissionais melhores.

E finalmente ao Professor PASCAL MAGNE, meu orientador nos Estados Unidos, pela incrível oportunidade de estudar sob sua orientação. Pascal, você mudou a forma como eu vejo a Odontologia e o seu ensino. O SENHOR DEUS lhe deu muitos talentos e me sinto abençoado por ter tido a oportunidade de ter sido seu aluno. Obrigado por ter me dado essa chance...e mais que isso, por ter me acolhido como se fosse um irmão. Serei sempre grato por tudo!! STAY BONDED!!!!!!

“O Senhor é a minha força e o meu escudo;
nele o meu coração confia.
nele fui socorrido; por isso o meu coração exulta,
e com o meu cântico o louvarei.”

Salmos 28:7

SCHLICHTING, Luís Henrique. **Novo design de laminados oclusais ultrafinos CAD/CAM de resina composta e cerâmica para o tratamento de erosão severa**. 2010. 163 p. Tese (Doutorado em Odontologia – opção Dentística) – Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar a influência de materiais para processamento CAD/CAM (cerâmica vs. resina composta) na resistência à fadiga de laminados oclusais ultrafinos (0,6 mm) e finos (1,2 mm). Setenta molares extraídos receberam um preparo não retentivo padronizado (simulando erosão oclusal avançada) onde o esmalte oclusal foi removido e a dentina exposta foi imediatamente selada (Optibond FL). Por intermédio do sistema Cerec 3 (Sirona), 40 dentes foram restaurados com laminados oclusais de 0,6 mm de espessura e 30 deles com 1,2 mm de espessura. As cerâmicas reforçadas Empress CAD (grupos ECAD06 e ECAD12) e e.max CAD (grupos EMAX06 e EMAX12) e a resina composta Paradigm MZ100 (grupos MZ06 e MZ12) foram utilizadas na usinagem das restaurações (n=10). Uma resina composta experimental (grupo XR06) também foi incluída somente para a espessura 0,6 mm (n=10). A superfície interna das restaurações foi condicionada com ácido fluorídrico e silanizada (cerâmicas) ou microjateada com óxido de alumínio e silanizada (resinas compostas). Os preparos foram microjateados e condicionados com ácido fosfórico antes da inserção das restaurações. Todas as restaurações foram cimentadas adesivamente pré-aquecendo-se a resina composta Filtek Z100. Esforços cíclicos isométricos foram aplicados à frequência de 5 Hz, iniciando com uma carga de 200 N (5000x) seguido por estágios de 400, 600, 800, 1000, 1200 e 1400 N a um máximo de 30.000 ciclos cada. O número de ciclos quando ocorreu a falha inicial (primeiras trincas) foi registrado. Os espécimes foram ciclados até a ocorrência de uma falha catastrófica (perda de

fragmento da restauração) ou até um máximo de 185.000 ciclos. Os grupos foram comparados pelo método Kaplan-Meier ($P=0,008$ para os grupos/0,6 mm e $P=0,016$ para os grupos/1,2 mm; corrigido por Bonferroni). Os resultados revelaram que: 1) para os grupos 0,6 mm Empress CAD e e.max apresentaram a falha inicial a uma carga média de 500 N e 800 N, respectivamente e nenhum dos espécimes sobreviveu aos 185.000 ciclos (sobrevivência de 0%); com os materiais MZ100 and XR a taxa de sobrevivência foi de 60% e 100%, respectivamente; 2) para os grupos 1,2 mm Empress CAD falharam a uma carga média de 900 N, e nenhum dos espécimes sobreviveu a todos os 185.000 ciclos de carga (sobrevivência de 0%); com e.max CAD e MZ100 a taxa de sobrevivência foi de 30% e 100%, respectivamente. As duas resinas compostas MZ100 and XR aumentaram a resistência à fadiga dos laminados oclusais ultrafinos ($P<0,001$) quando comparados ao Empress CAD and e.max. A resina composta MZ100 aumentou a resistência à fadiga dos laminados oclusais finos ($P<0,002$) quando comparada aos materiais Empress CAD e e.max CAD.

Palavras-chave: CAD-CAM. Cerâmica. Erosão dentária. Estresse mecânico. Facetas dentárias. Resinas compostas.

SCHLICHTING, Luís Henrique. Novel-design ultra-thin CAD/CAM composite resin and ceramic occlusal veneers for the treatment of severe dental erosion. 2010. 163 p. Thesis (PhD in Dentistry – Operative Dentistry) – Graduate Program in Dentistry, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

ABSTRACT

The aim of this study was to assess the influence of CAD/CAM restorative material (ceramic vs. composite resin) on the fatigue resistance of ultra-thin (0.6 mm-thick) and thin (1.2 mm-thick) occlusal veneers. Seventy extracted molars received a standardized nonretentive tooth preparation (simulating advanced occlusal erosion) including removal of occlusal enamel and immediate dentin sealing (Optibond FL). Using Cerec 3 (Sirona) forty teeth were restored with a 0.6 mm-thick occlusal veneer and 30 teeth with a 1.2 mm-thick. The reinforced ceramics Empress CAD (groups ECAD06 and ECAD12) and e.max CAD (groups EMAX06 and EMAX12) and the composite resins Paradigm MZ100 (groups MZ06 and MZ12) were used to mill the restorations (n=10). An experimental block (group XR06) was also included only for 0.6 mm-thick occlusal veneers (n=10). The intaglio surfaces were HF-etched and silanated (reinforced ceramics) or airborne-particle abraded and silanated (composite resins). Preparations were airborne-particle abraded and etched before restoration insertion. All restorations were adhesively luted with preheated Filtek Z100. Cyclic isometric chewing was applied at 5 Hz, starting with a load of 200 N (5,000X), followed by stages of 400, 600, 800, 1000, 1200 and 1,400 N at a maximum of 30,000 cycles each. The number of cycles at initial failure (first cracks) was recorded. Samples were loaded until catastrophic failure (lost restoration fragment) or to a maximum of 185,000 cycles. Groups were compared using the Kaplan-Meier survival curves ($P=0.008$ for 0.6 mm-groups and $P=0.016$ for 1.2 mm-groups, Bonferroni-corrected). The results revealed that: 1) for 0.6 mm-thick occlusal veneers Empress CAD and e.max initially failed at an

average load of 500 N and 800 N, respectively and none of them withstood all 185,000 load cycles (survival 0%); with MZ100 and XR the survival rate was 60% and 100%, respectively. 2) for 1.2 mm-thick occlusal veneers Empress CAD failed at an average load of 900 N, and none of them withstood all 185,000 load cycles (survival 0%); with e.max CAD and MZ100 survival rate was 30% and 100%, respectively. Both composite resins MZ100 and XR increased the fatigue resistance of ultra-thin occlusal veneers ($P<0.001$) when compared to Empress CAD and e.max. Composite resin MZ100 increased the fatigue resistance of thin occlusal veneers ($P<0.002$) when compared to Empress CAD and e.max CAD.

Key-words: CAD/CAM; Tooth erosion; Mechanical stress; Dental Veneers; Ceramics; Composite Resins.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Pré-molar superior	42
Figura 2a - Erosão vestibular	44
Figura 2b - Erosão vestibular	44
Figura 2c - Erosão vestibular.....	45
Figura 3 - Erosão severa causada por refluxo gastro-esofágico	46
Figura 4 - Erosão severa causada por refluxo gastro-esofágico	47
Figura 5 - Secção transversal de um incisivo.....	55
Figura 6 - Pré-molar inferior	55
Figura 7 - Diagrama esquemático da montagem dos dentes	84
Figura 8 - Preparo dental com inclinação cuspídea padronizada	86
Figura 9a - Reinstrumentação da dentina	88
Figura 9b - Preparo finalizado (dentina recém-instrumentada).....	88
Figura 10 - Selamento Dentinário Imediato.....	88
Figura 11 - Selamento Dentinário Imediato	90
Figura 12a - Preparo pulverizado com pó específico CEREC	92
Figura 12b - Modelo tridimensional gerado pelo sistema	92
Figura 12c - Restauração planejada e pronta para a usinagem.....	92
Figura 13a - Laminado oclusal ultrafino	92
Figura 13b - Laminado oclusal fino	93
Figura 14 - Inspeção de uma restauração 0,6 mm	94
Figura 15 - Condicionamento de superfície	95
Figura 16a - Microjateamento do preparo	97
Figura 16b - Condicionamento com ácido fosfórico a 37.5%.....	97
Figura 16c - Aspecto após secagem com ar.....	97
Figura 16d - O adesivo foi aplicado e mantido sem fotoativação	97

Figura 17a - A resina composta Filtek Z100 (3M ESPE)	97
Figura 17b - Posicionamento e assentamento da restauração	97
Figura 18 - A restauração foi mantida sob uma carga de 6 N	98
Figura 19 - Máquina de testes servo-hidráulica 858 Mini Bionix II..	99
Figura 20 - Esferas de 7 mm de diâmetro	100
Figura 21 - Dente restaurado posicionado na câmara de carga ...	100
Figura 22 - Ao término de cada intervalo de carga	157
Figura 23 - Ao término de cada intervalo de carga	158
Figura 24 – Fotos iniciais realizadas com microscópio óptico	159
Figura 25 – Detecção de trincas por transluminação	101
Figura 26 - Espécime do grupo ECAD06	110
Figura 27 - Espécime do grupo ECAD12	113
Figura 28 - Espécime do grupo ECAD06 após o teste.....	125

LISTA DE TABELAS

Tabela 1- Distribuição das comparações intergrupos 102

Tabela 2 - Comparações post hoc par-a-par 109

Tabela 3 - Resultados para o material Empress CAD 160

Tabela 4 - Resultados para o material e.max CAD 160

Tabela 5 - Resultados para o material Paradigm MZ100 161

Tabela 6 - Resultados para o material experimental 161

Tabela 7 - Comparações post hoc par-a-par 112

Tabela 8 - Resultados para o material Empress CAD 162

Tabela 9 - Resultados para o material e.max CAD 162

Tabela 10 - Resultados para o material Paradigm MZ100 163

Tabela 11 - Comparações post hoc par-a-par 114

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	31
2 REVISÃO DA LITERATURA	39
2.1 EROSÃO DENTAL	39
2.1.1 Diagnóstico	39
2.1.2 Classificação	48
2.1.3 Tratamento não invasivo e ultraconservador	51
2.2 DENTES POSTERIORES	54
2.3 SELAMENTO DENTINÁRIO IMEDIATO	59
2.4 CARGA DE FADIGA	67
2.5 RESTAURAÇÕES CEREC	70
3 PROPOSIÇÃO	77
4 MATERIAL E MÉTODOS	81
4.1 MATERIAL	81
4.2 DISPOSITIVOS, EQUIPAMENTOS E INSTRUMENTOS	82
4.3 MÉTODO	83
4.3.1 Seleção dos dentes e distribuição dos grupos	83
4.3.2 Preparo dental	85
4.3.3 Planejamento (design) e produção (usinagem)	90
4.3.4 Cimentação adesiva	95
4.3.5 Teste de fadiga	98
4.3.6 Monitoramento e detecção de trincas	101
4.3.7 Análise estatística	102
5 RESULTADOS	107
5.1 RESTAURAÇÕES ULTRAFINAS	107
5.2 RESTAURAÇÕES FINAS	111
5.3 RESTAURAÇÕES CERÂMICAS	114

5.4 RESTAURAÇÕES ULTRAFINAS E FINAS	115
5.5 MATERIAIS CERÂMICOS E RESINOSOS	116
6 DISCUSSÃO	121
7 CONCLUSÕES	131
REFERÊNCIAS	135
ANEXOS A - B	151
APÊNDICES A - G	155

INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

O conhecimento da estrutura dental intacta, imutável através dos milênios, é um aspecto fundamental para àqueles que desejam reproduzi-la. A busca por novas técnicas e materiais dentários capazes de restaurar os tecidos dentários mineralizados na sua biomecânica, estrutura e estética tem sido denominado pela dentística restauradora de “princípio biomimético” (MAGNE; BELSER, 2002a). Esta abordagem inovadora, baseada em princípios biológicos de máxima preservação da estrutura dental, tem ganhado um grande apoio e prestígio nos meios acadêmicos e profissionais. Ela enfatiza a utilização otimizada de materiais que simulem o comportamento combinado de esmalte/dentina e órgão pulpar. Logo, a essência da abordagem biomimética é a percepção de que o dente natural hígido apresenta uma combinação ótima de propriedades mecânicas. Muito embora sejam diferentes tecidos, esmalte e dentina formam um arranjo de inimitável rigidez, resistência e resiliência (MAGNE, 2006).

O esmalte dental é projetado para resistir um amplo leque de agressões no ambiente oral (de ordem mecânica, química, biológica e térmica) por uma vida inteira. Ele age como uma couraça, protegendo a vital e menos dura subjacente dentina contra o desgaste (MAGNE; BELSER, 2002a). A rigidez do esmalte contrasta com a resiliência apresentada pela dentina, a qual absorve e dissipa tensões muito mais eficientemente além de limitar a propagação de trincas, tornando o dente extremamente tolerante a danos (LEE et al., 2009).

A redução da espessura do esmalte durante a vida é uma condição biológica resultante do processo de envelhecimento (MAGNE; BELSER, 2002). Entretanto, o desgaste prematuro e acelerado do esmalte por doença do refluxo gastroesofágico ou bulimia nervosa pode ocorrer na adolescência ou mesmo ainda na infância, com sérias conseqüências. Como a perda mineral é lenta, gradual e comumente indolor (CARDOSO, 2007; SILVA et al., 2007) a erosão dental, usualmente não é percebida pelos pais, pacientes, e mesmo pelos dentistas. Ela é, habitualmente, diagnosticada nos casos avançados, quando já ocorreu uma perda substancial de tecido dentário (VAILATI; BELSER, 2008a, b, c; LUSSI et al., 2009). Enquanto o tratamento da erosão dentária deveria inicialmente ser focado na etiologia e prevenção de danos adicionais (CARDOSO, 2007; LUSSI et al., 2009; ROSE; HAVEMAN; DAVIS, 2006), a fase restauradora ainda permanece um tema controverso, dependendo bastante do grau de desgaste. Casos incipientes podem necessitar de apenas um acompanhamento clínico (ex. fotografias padronizadas e moldagens com silicone de adição), de uma intervenção não invasiva (como o selamento com um adesivo dentinário) ou mesmo de pequenas restaurações diretas com resina composta (LUSSI et al., 2009). Entretanto, o tratamento de casos avançados de erosão e desgaste severos e generalizados é mais complexo. Não é raro que os profissionais tenham dúvida acerca de qual a melhor estratégia restauradora que também contemple complexos requisitos oclusais (VAILATI; BELSER, 2008a, b, c; LUSSI et al., 2009). Os maiores desafios são que: 1) o desgaste dentário pode ter sido compensado por movimentos pós-eruptivos (a fim de manter a dimensão vertical de oclusão); 2) a restauração da forma e anatomia dos dentes frequentemente envolve redução

tecidual; 3) há uma considerável variação na quantidade de preparo dental necessário nas diferentes abordagens restauradoras (TSITROU; VAN NOORT, 2008). Além disso, os procedimentos restauradores precisam ir ao encontro à demanda dos próprios pacientes que estão conscientes não somente em relação aos quesitos estéticos, mas desejam também procedimentos mais conservadores (BARATIERI et al., 1998; FEDERLIN et al., 2005). Há uma contradição em submeter um paciente que já perdeu tecido dental com processos erosivos a um tratamento que necessitará redução tecidual adicional.

A restauração de lesões erosivas avançadas somente através de técnicas adesivas aditivas, permitindo assim uma redução mínima da estrutura dental saudável remanescente (preparo não retentivo ou preferencialmente “sem preparo”), parece ser a melhor alternativa (MAGNE, 2006; CRISPIN et al., 1998; EDELHOFF; SORENSEN, 2002a, b). Não é sabido, entretanto, qual material restaurador seria o mais adequado para tal abordagem. Somente restaurações adesivas cerâmicas e resinas compostas podem potencialmente estar em conformidade com os princípios biomiméticos de preservação tecidual máxima e estética, mencionados anteriormente. Quanto ao desempenho das cerâmicas como um substituto ao esmalte há quase que unanimidade (MANHART et al., 2004; FEDERLIN et al., 2005; MAGNE, 2006). Isso baseia-se, antes de tudo, na resistência e espessura do material (MANHART et al., 2004; ROULET, 1997) assim como, na efetiva adesão ao substrato dentário subjacente (BURKE, 1999; BINDL; MÖRMANN, 2004), mimetizando de certa forma a função da junção amelo-dentinária (MAGNE; BELSER, 2002). O

desenvolvimento de cerâmicas mais fortes e resistentes (ex. cerâmica vítrea reforçada por dissilicato de lítio) (TINSCHERT et al., 2001), mas que também são condicionáveis e usináveis (BEUER; SHWEIGER; EDELHOFF, 2008), tem expandido o espectro de indicações para restaurações cerâmicas adesivas. O desempenho das resinas compostas tem, de forma similar, experimentado significativos avanços durante a década passada (LEINFELDER, 2001, 2005) através de uma melhor união entre as diferentes fases constituintes (permitindo uma transferência de tensões adequada) (CALLISTER, 1997; MOSCOVICH et al., 1998) e diversos tratamentos de pós-polimerização (PEUTZFELDT; ASMUSSEN, 2000; LEINFELDER, 2001). Propriedades fundamentais das restaurações de resina composta incluem sua amigabilidade ao dente antagonista (preservação de esmalte) (KUNZELMANN et al., 2001) e um baixo módulo de elasticidade, promovendo uma melhor absorção das tensões funcionais por meio de deformação elástica. A resistência à fadiga de overlays CAD/CAM de resina composta excedeu facilmente àquela dos correspondentes em porcelana (MAGNE; KNEZEVIC, 2009a, b). Entretanto, ainda há falta de informações e dados relativos a overlays ultrafinos e finos (laminados oclusais) feitos de cerâmica ou resina composta.

Assim sendo, o propósito deste trabalho foi analisar a influência do material restaurador (CAD/CAM cerâmica versus CAD/CAM resina composta) e sua espessura na resistência à fadiga de laminados oclusais ultrafinos. A hipótese nula estabeleceu que (1) não há influência na seleção do material na resistência à fadiga dos laminados oclusais ultrafinos (0,6 mm de espessura) e (2) a

espessura da restauração não tem influência na resistência à fadiga dos laminados oclusais.

REVISÃO DA
LITERATURA

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 EROSÃO DENTAL

O desgaste dental é uma condição natural que todo e qualquer ser humano irá experimentar (BARTLETT, 2005), estando diretamente relacionado ao processo de envelhecimento. As causas desse desgaste são a abrasão, a atrição e a erosão, que podem agir isoladamente ou em conjunto.

A erosão dental pode ser definida como uma recessão superficial irreversível do esmalte/dentina devido a uma redução total da densidade mineral das superfícies expostas (PATEL, 1987) através de um processo químico/mecânico que não necessariamente envolve a placa dental (CARDOSO, 2007; SILVA et al., 2007). De uma perspectiva química, a etiologia da erosão dental é uma exposição crônica dos dentes a ácidos intrínsecos (gástrico) e extrínsecos (dieta) com a condição *sine qua non* de que os fluidos orais estejam subsaturados em relação ao mineral dos dentes (LARSEN, 1990; GANSS, 2008).

2.1.1 Diagnóstico

Dentre a população, especialmente a jovem tem sido a mais exposta aos fatores de risco. O consumo de bebidas ácidas e frutas

cítricas pode ser uma tendência de comportamento. O vômito (bulimia) e a regurgitação (refluxo gastro-esofágico) também são considerados fatores importantes para o desenvolvimento do desgaste dental erosivo. A dieta atual, em geral, pode ser considerada muito mais agressiva do que a dieta abrasiva típica dos tempos medievais, por exemplo (GANSS; KLIMEK; BOKOWSKY, 2002).

Considerando-se que ultimamente houve um aumento na prevalência de erosão dental (DEERY et al., 2000), deveria ser rotineiro entre os profissionais de Odontologia a busca por seus sinais durante o exame clínico, seja ele inicial ou periódico. Embora a progressão da erosão dental possa ser detectada através da profilometria (SCHLUETER et al., 2005), Lussi et al. (2009) enfatizam que até o momento não há nenhum equipamento para se detectar a erosão dental. O uso de um profilômetro compreende a comparação com uma medição prévia (apenas progressivo) e devido à sua complexidade, seria inapropriado para o uso de campo em avaliações populacionais. Portanto, o melhor "equipamento" para se detectar a erosão dental ainda é o olho humano treinado.

Quando a erosão é reproduzida em condições *in vitro*, o dente perde estrutura centripetamente. Por outro lado, o padrão visto clinicamente tem características diferentes e mais complexas e peculiares, devido à quantidade de fatores envolvidos (impacto físico: interação com a língua, bochechas, entre outros) (GANSS, 2008). Conseqüentemente, o aspecto clínico, principalmente em fases bem iniciais, exige muita atenção, para que os primeiros sinais de perda de esmalte não passem despercebidos (LUSSI et al.,

2009), nem sejam superestimados. Como já mencionado, o desgaste dental é um fenômeno natural e fisiológico. Logo, está diretamente relacionado à idade, sendo essencial realizar uma estimativa de desgaste aceitável para cada faixa etária, o que não é uma tarefa simples (BARTLETT; GANSS; LUSSI, 2008; YOUNG et al., 2008). Geralmente, o desgaste é considerado patológico quando a perda tecidual já foi suficiente para alterar a estética, função e causar dor (hipersensibilidade dentinária). Vale lembrar, que o estado de atividade da doença também deve ser considerado, uma vez que a erosão pode ter estacionado há um longo tempo e, dependendo da idade do paciente, o desgaste poderia ser considerado, nesse caso, fisiológico (YOUNG et al., 2008). Superfícies lisas e limpas, com dor são sinais de atividade, enquanto a presença de manchamento poderia direcionar o diagnóstico a uma possível inatividade (BARTLETT, 2005).

O diagnóstico clínico deveria considerar qualquer desvio da morfologia anatômica original do dente (FIG. 1) (GANSS; LUSSI, 2006), sempre levando em conta o desgaste aceitável para cada idade.



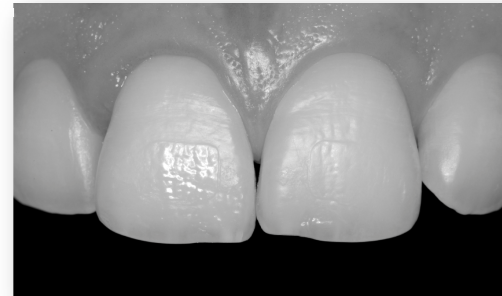
Figura 1 – Pré-molar superior. O esmalte em seu estado natural se apresenta extremamente duro e brilhante. Seu aspecto vítreo é o resultado da alta densidade de cristais de apatita, impecavelmente ordenados, formando o esmalte prismático e interprismático. Sua coloração varia do amarelo-claro ao branco-acinzentado. A superfície tem uma topografia ondulada única devido às periquimáceas (THYLSTRUP; FEJERSKOV, 1988).

Fonte - Fotografia gentilmente cedida pelo Prof. Dr. Pascal Magne, University of Southern California, EUA.

O primeiro sinal típico de erosão é um esmalte de aparência lisa e acetinada, (FIG. 2), com a suavização ou mesmo ausência de periquimáceas, e também uma faixa de esmalte intacto levemente supragengival, paralelo à margem gengival, tanto para dentes anteriores como posteriores. A progressão da erosão irá arredondar as cúspides (FIG. 3), e as restaurações irão se tornar salientes em comparação à superfície adjacente (LUSSI et al., 2009). A anatomia

oclusal pode ser completamente destruída, caso os ataques ácidos persistam (FIG. 4).

O diagnóstico diferencial ou correlação entre erosão, atrição e abrasão é inevitável. A atrição, em sua forma pura, apresenta áreas planas e polidas (facetas de desgaste) que se encaixam perfeitamente no arco antagonista (BARTLETT, 2005; LUSSI et al., 2009). A atrição combinada com erosão apresenta lesões côncavas sulcadas ao longo da borda incisal, o que torna impossível o contato com os dentes antagonistas (BARTLETT, 2005). Com exceção de pacientes jovens, a presença de defeitos côncavos oclusais em forma de taça e sulcos incisais deve ser cuidadosamente examinada antes de se determinar o diagnóstico (YOUNG et al., 2008). Um estudo surpreendente (GANSS; KLIMEK; BOKOWSKY, 2002) questionou o antigo dogma da associação entre critérios morfológicos das faces oclusais/incisais (defeitos em forma de taça nas cúspides e sulcos nos limites incisais) com a perda de tecido por erosão. O estudo comparou grupos de pessoas com diferentes padrões nutricionais: predominantemente abrasivo (grupo 1), ácido (grupo 2) e dieta normal (grupo 3). Lesões em forma de taça e sulcos foram encontrados tanto nos grupos abrasivo como ácido, com contornos semelhantes, apesar de serem mais profundas no grupo 1. No caso de abrasão, o desgaste pode ser explicado como resultado de uma abrasão de três corpos, tendo o bolo alimentar o papel abrasivo. Isto poderia acontecer tanto com alimentos abrasivos ou ainda ser potencializado pela superfície do dente enfraquecida pelo ácido.



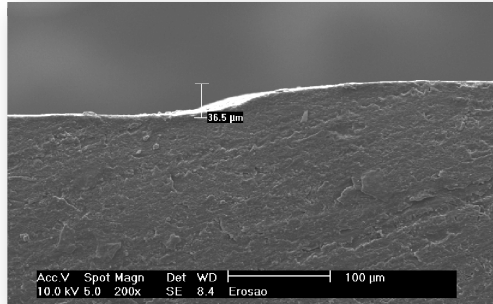


Figura 2 - Erosão vestibular devido ao consumo excessivo de refrigerantes. Há uma área brilhante e retangular na face vestibular dos incisivos centrais sobressaindo-se do esmalte de aspecto acetinado adjacente (ilha de esmalte). A paciente, uma estudante de Odontologia de 20 anos de idade, estava sob tratamento ortodôntico por 2 anos. A área abaixo dos brackets estava protegida da ação do ácido (2a, 2b). Uma réplica de resina epóxica foi confeccionada para medir a perda de esmalte durante esse período: aproximadamente 32µm (2c).

A erosão vestibular deve ser diferenciada de lesões em forma de cunha, que podem ser observadas na junção cimento-esmalte (CEJ) ou apical a esta. Nesta última, as margens cervicais são afiadas e a profundidade é maior do que sua extensão. Por outro lado, defeitos rasos em superfícies lisas coronais à CEJ (forma de pires) podem ser considerados patognomônicos de desgaste dental por erosão (YOUNG et al., 2008).



Figura 3 – Erosão moderada-severa causada por refluxo gastro-esofágico. Paciente do sexo masculino, 15 anos de idade. O grau de severidade deve levar em consideração a idade do paciente. Neste caso ilustrado, a baixa idade do paciente torna a situação de perda tecidual ainda mais crítica.



Figura 4. Erosão severa causada por refluxo gastro-esofágico. Paciente do sexo masculino, 32 anos de idade. Fonte - Cortesia da Profa. Francesca Vailati, University of Geneva, Suíça.

2.1.2 Classificação

A avaliação do desgaste dental precisa ser a mais padronizada possível, evitando medições subjetivas baseadas em perspectivas pessoais. Alguns índices foram propostos com objetivo de facilitar a classificação, diagnóstico e manejo clínico da erosão dental.

O índice mais usado para descrever e classificar o desgaste dental é, sem dúvida, o Índice de Desgaste Dental Smith e Knight (1984) (QUADRO 1). Neste método, a classificação do desgaste dental é baseada numa escala de 5 pontos, avaliando todas as faces do dente (oclusal, bucal/vestibular, lingual/palatal e cervical).

Escore	Superfície	Crítérios
0	V/L/O/I C	Sem perda de característica da superfície do esmalte Sem perda de contorno
1	V/L/O/I C	Perda de características do esmalte superficial Perda mínima do contorno
2	V/L/O I C	Perda de esmalte expondo dentina por menos de um terço da face Perda de esmalte somente expondo dentina Defeito com menos de 1 mm de profundidade
3	V/L/O I C	Perda de esmalte expondo dentina por mais de um terço da face Perda de esmalte e perda substancial de dentina Defeitos com menos de 1-2 mm de profundidade
4	V/L/O I C	Perda completa de esmalte-exposição pulpar- exposição de dentina secundária Exposição pulpar ou exposição de dentina secundária Defeitos com mais de 2 mm de profundidade – exposição pulpar - exposição de dentina secundária

Quadro 1 - Índice de desgaste dental Smith e Knight.
Fonte - Smith e Knight (1984).

Barlett; Ganss; Lussi (2008) propuseram um novo sistema de classificação. O Exame Básico de Desgaste Erosivo (BEWE) classifica o desgaste em quatro níveis (QUADRO 2). Seu método parcial de pontuação grava apenas a face mais severamente afetada em cada sextante. De acordo com os autores, é um rastreio mais rápido quando comparado ao sistema tradicional (Smith e Knight). Todos os sextantes são computados e os escores cumulativos preenchem uma tabela de nível de risco, direcionando a intervenção clínica (QUADRO 3). Outra vantagem desse sistema é a avaliação de defeitos de desgaste apenas nas faces lisas, considerando sua severidade pelo diâmetro e profundidade (ao invés de envolvimento dentinário), o que por sua vez favorece fácil aplicação e reprodução (YOUNG et al., 2008).

Escore	
0	Sem desgaste dental erosivo
1	Perda inicial de textura superficial
2	Defeito discreto, perda de tecido duro < 50% da área superficial
3	Perda de tecido duro ≥ 50% da área superficial

Quadro 2 – Critérios para classificação de desgaste erosivo.

Fonte - Barlett; Ganss; Lussi, 2008.

Nível de risco	Escore cumulativo de todos os sextantes	Conduta clínica
Nenhum	menor ou igual a 2	<ul style="list-style-type: none"> • Manutenção de rotina e observação • Repetir em intervalos de três anos
Baixo	entre 3 e 8	<ul style="list-style-type: none"> • Avaliação de higiene oral e dieta e orientação. Identificar o fator (es) etiológico (s) principal (is) e desenvolver estratégias para eliminar o respectivo impacto, manutenção de rotina e observação. • Repetir em intervalos de 2 anos
Médio	entre 9 e 13	<p>Como acima +</p> <ul style="list-style-type: none"> • Considerar medidas de fluoretação ou outras estratégias para aumentar a resistência da superfície dental • Se possível, evitar a colocação de restaurações e monitorar o desgaste erosivo com modelos de estudo, fotografias, ou moldagens de silicone • Repetir em intervalos de 6-12 meses
Alto	14 ou mais	<p>Como acima +</p> <ul style="list-style-type: none"> • Especialmente em casos de progressão severa, considerar cuidado especial que possa envolver restaurações • Repetir em intervalos de 6 meses

Quadro 3 – Níveis de risco para controle e intervenção clínica.

Fonte – Barlett; Ganss; Lussi, 2008.

2.1.3 Tratamento não invasivo e ultraconservador

O tratamento da erosão dental deveria estar focado na identificação das causas reais e sua eliminação ou redução, em caso de atividade (ROSE JR; HAVEMAN; DAVIS; 2006; CARDOSO, 2007). Lussi et al. (2009) justificam uma abordagem restauradora quando as seguintes condições estão presentes: a estrutura do dente está ameaçada, há hipersensibilidade por exposição dentinária, a estética está comprometida e a exposição pulpar é iminente. Embora estejamos na era da Odontologia Adesiva, a abordagem tradicional ainda é ensinada e presenciada (KAVOURA et al., 2005; VAN ROEKEL, 2003), especialmente para se tratar casos de erosão avançada em pacientes jovens usando coroas totais e pinos intra-radiculares. Como o tratamento da destruição dental (erosão) poderia envolver mais destruição (preparo dental)? Alguns autores (VAILATI; BELSER 2008a; LUSSI et al., 2009) foram direto ao ponto ao responder: independente da extensão da perda tecidual, o tratamento ultraconservador (em alguns casos não invasivo) deveria ser a primeira escolha, sempre que possível.

As estratégias não invasivas e minimamente invasivas estão diretamente relacionadas ao espaço interoclusal disponível. A compensação alveolar sempre deveria ser considerada e avaliada (DAHL; KROGSTAD; KARLSEN; 1975). Algumas vezes, a perda tecidual é tão grande e acontece tão rapidamente que a supraerupção não consegue compensá-la completamente. De certa forma isso favorece o emprego de ações ultraconservadoras.

Lussi et al. (2009) recomendaram que a estratégia de tratamento deveria ser adaptada à extensão da perda de dimensão vertical. Quando o espaço interoclusal remanescente é menor do que 0,5mm, o selamento dentinário ou a restaurações diretas com resina composta deveriam ser adotados/considerados. O selamento dentinário usando um adesivo com carga é, de fato, a abordagem mais conservadora (AZZOPARDI et al., 2004). A prática do selamento da dentina exposta pode prevenir futuros ataques ácidos assim como diminuir ou eliminar a hipersensibilidade. Além do mais, há evidências científicas de que a eficácia da fluoretação não é a mesma em esmalte e em dentina (GANSS et al., 2004). Portanto, a combinação do flúor (para o esmalte) e o selamento para a dentina é a estratégia ideal para essa classificação de perda tecidual (LUSSI et al., 2009). Nos casos de perda de dimensão vertical de 1 mm a 2 mm, a reconstrução direta pode ser facilmente realizada com resina composta (à mão-livre ou com matriz oclusal). No entanto, quando o espaço interoclusal é maior do que 2 mm, overlays cerâmicos ou coroas (em casos selecionados) deveriam ser empregados (LUSSI et al., 2009).

Magne; Magne; Belser (2007) trataram um caso de desgaste dental causado por erosão limitado à dentição anterior, utilizando uma combinação de relação cêntrica e princípio de Dahl para criar espaço anterior interoclusal. Após manipularem a mandíbula em relação cêntrica, o espaço anterior interoclusal foi imediatamente mantido por meio de restaurações diretas (procedimentos exclusivamente aditivos). Pequenos ajustes oclusais nos contatos prematuros aumentaram o número de dentes em contato no segmento posterior e o espaço interoclusal residual esperado para a

maioria dos dentes posteriores foi progressivamente eliminado pela erupção passiva dos dentes posteriores e leve intrusão dos dentes anteriores (princípio de Dahl).

Vailati e Belser (2008a, b, c) desenvolveram um conceito original para tratar pacientes afetados pela erosão generalizada – a técnica dos três passos – baseada, exclusivamente, em princípios adesivos. No primeiro passo, o plano oclusal é avaliado através de um enceramento de diagnóstico maxilar vestibular, transformado em um *mockup* na consulta clínica. O plano oclusal sugerido pode ser visualizado pelo clínico e testado pelo paciente até sua próxima consulta. De acordo com o ponto de vista dos autores, nesse estágio, um enceramento completo não é essencial e poderia permitir arbitrariedade do laboratório quando da decisão da posição do plano oclusal. Assim que o resultado estético é aprovado pelo paciente, o próximo passo é executado. O enceramento é então completado nos quadrantes posteriores, em uma nova dimensão vertical de oclusão. Restaurações provisórias posteriores de resina composta são confeccionadas através de um meio fácil e previsível – a resina composta é foto polimerizada, utilizando-se matrizes transparentes obtidas do enceramento. No último passo proposto, o maior objetivo é recuperar a guia anterior utilizando onlays palatais de resina composta (diretos ou indiretos). Na sequência, o paciente já apresenta estabilidade oclusal e o tratamento pode ser concluído com um resultado bastante previsível, utilizando onlays (cerâmicos ou de resina composta) para a região posterior e facetas de porcelana para a região anterior.

2.2 DENTES POSTERIORES SOB UMA PERSPECTIVA BIOMIMÉTICA

Os dentes naturais possuem uma beleza atemporal e um desempenho mecânico (FIG.5) que porcelana alguma, polímero ou liga metálica poderiam superar. Equipamentos de última geração e os próprios materiais dentários, por si só, não são sinônimos de melhora nos benefícios ao paciente. No entanto, prudência e sabedoria precisam ser orquestrados com conhecimento e tecnologia para realmente valorizar os nossos tratamentos (MAGNE; DOUGLAS, 1999a).

Anatomicamente, os dentes posteriores apresentam uma mesa oclusal, emoldurada pela confluência de cristas de esmalte e definidas por sulcos profundos (MAGNE; BELSER, 2002b) (FIG.6), a qual possui as funções de triturar o alimento e conter os dentes antagonistas (DOUGLAS, 1996). Os dentes são projetados para desempenhar essas funções por toda a vida, independente do seu esperado desgaste fisiológico (DOUGLAS, 1996).

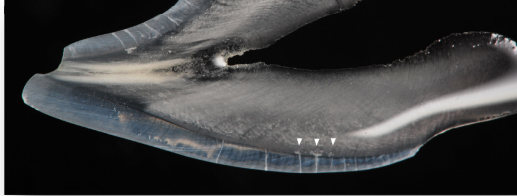


Figura 5 - Secção transversal de um incisivo mostrando o complexo dentina-esmalte. As duas placas de esmalte são fortemente aderidas à dentina subjacente através da junção amelo-dentinária. Prismas de esmalte apresentam orientação normal à superfície de esmalte. Observe as trincas de espessura total interceptadas e inativadas tanto na junção amelo-dentinária como na estreita camada do manto dentinário (setas brancas).

Fonte – Fotografia gentilmente cedida pelo Prof Dr Luiz Narciso Baratieri, Universidade Federal de Santa Catarina, Brasil.

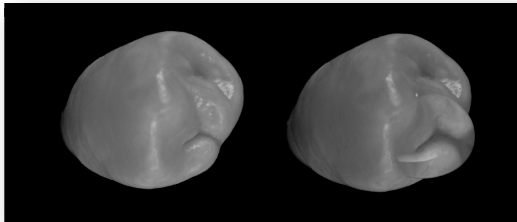


Figura 6 – Pré-molar inferior. Observe o detalhe dos sulcos amplificados pela gota d'água.

Fonte – Fotografia gentilmente cedida por Michel Magne, 901 Michel Magne, Marina Del Rey, EUA.

Embora os tecidos duros dentais apresentem um módulo de elasticidade relativamente alto, Douglas (1996) considerou a flexão cuspídea como parâmetro chave no desempenho do complexo dente-restauração. Como o movimento do ponteiro das horas de um relógio, no qual o movimento contínuo é impossível de ser percebido, a flexão da cúspide também ocorre além do limite da percepção visual humana. As intervenções restauradoras podem aumentar o padrão de deflexão da cúspide sob carga oclusal, o que poderia resultar em resistência alterada, fratura por fadiga e síndrome do dente rachado (CAMERON, 1964). O autor também discutiu intensamente a magnífica junção de dois tecidos tão distintos (esmalte e dentina). A junção amelo-dentinária, descrita como o verdadeiro centro do dente – devido à sua ordem cronológica embrionária de desenvolvimento (MAGNE, 2009) – age como uma interfase, unindo as lâminas/camadas de esmalte à dentina subjacente. Os feixes colágenos festonados têm a função de transferir as tensões das forças oclusais entre esmalte e dentina e, em combinação com a plasticidade aumentada dessa fase (JED), podem aumentar com sucesso a resistência à fratura. Basicamente, a junção amelo-dentinária pode refratar e amortecer as trincas de espessura completa do esmalte com mínima ou nenhuma propagação para a dentina.

Magne e Douglas (1999a) advertiram para o risco de disparidade biomecânica. Em caso de trauma, por exemplo, uma restauração menos resiliente pode não apresentar deformação elástica suficiente para absorver a energia extra, sendo que é provável acontecerem falhas catastróficas (muitas vezes comprometendo a integridade biológica do dente). Baseado nesse

princípio é de vital importância respeitar as propriedades biológicas e mecânicas originais dos tecidos dentais quando da execução de qualquer procedimento restaurador. A restauração mais resistente nem sempre é a melhor.

A compreensão do comportamento biomecânico dos dentes posteriores sob forças funcionais tem sido a meta de diversos pesquisadores. Através de modelagem numérica, Magne e Belser (2002b) relataram a distribuição de tensões em dentes posteriores durante a função (trabalho, balanceio, fechamento). Cargas verticais geraram principalmente tensões de compressão, enquanto situações mais desafiadoras foram observadas durante micromovimentos de trabalho e balanceio. A simulação dos movimentos de trabalho gerou compressão no esmalte e tração na dentina nas cúspides funcionais. Por outro lado, quando da execução do curso de balanceio, o esmalte superficial das cúspides não-funcionais estava sob compressão, enquanto a dentina experimentava principalmente tensões de tração. Além do mais, tensões de tração elevadas foram observadas no sulco central dos molares superiores e inferiores, especialmente nos superiores. Isto revela a forte correlação entre geometria/forma e a distribuição de tensões. Outro estudo conduzido na dentição anterior (MAGNE; VERSLUIS; DOUGLAS, 1999), mostrou menos tensões em faces convexas quando comparado às áreas côncavas, onde concentrações de tensões foram encontradas. Considerando que o esmalte, a dentina e os materiais dentários contemporâneos apresentam um comportamento frível, localizar as tensões prejudiciais pode explicar como os dentes reagem à carga, seu mecanismo de defesa natural (ex. pontes de esmalte) e sugere

quais os melhores substitutos para os tecidos ausentes/comprometidos.

De uma perspectiva biomimética, a preservação de estrutura dental é essencial para manter o equilíbrio sutil entre os parâmetros biológico, mecânico, funcional e estético (MAGNE; BELSER, 2002a). O objetivo deveria ser, a todo custo, manter a polpa vital, prevenindo o tratamento endodôntico e a necessidade de pinos e núcleos, já que essas abordagens mais invasivas violam o balanço biomecânico e comprometem o desempenho dos dentes restaurados a longo prazo (MAGNE; BELSER, 2002a; TORBJÖRNER; FRANSSON, 2004).

Edelhoff e Sorensen (2002a) enfatizaram que, preparos com ombros e chanfros profundos, requisitos para coroas totais nos anos 70 e 80, têm sido fortemente associados com um aumento em complicações pulpares (ERICSON; HEDEGARD; WENNSTRÖM, 1966; SCHWARTZ et al., 1970; KERSCHBAUM, 1981). As coroas totais (metalo-cerâmicas), quando comparadas às restaurações adesivas, também estão associadas à maior frequência de inflamação gengival e cáries secundárias (PIPPIN; MIXSON; SOLDAN-ELS, 1995). Além disso, as coroas totais metalocerâmicas removem quase o dobro de estrutura dental que os preparos de macrorretenção reduzida como onlays e coroas cerâmicas parciais (EDELHOFF; SORENSEN, 2002a). Com taxas de sobrevida de 88,7% após 17 anos (OTTO; SCHNEIDER, 2008) e 84% após 12 anos (FRANKENBERGER et al., 2008), os inlays e onlays adesivos de porcelana têm provado sua confiabilidade e desempenho respeitável no longo-prazo. Sua indicação clínica tem

sido ampliada, incluindo o tratamento de casos avançados de erosão (VAILATI; BELSER, 2008a,b,c; LUSSI et al., 2009) e estabilização de dentes com a síndrome do dente trincado (GEURTSSEN; SCHWARZE; GÜNAY, 2003; SIGNORE et al., 2007).

Melo (2007) testou diferentes cenários restauradores para dentes posteriores tratados endodonticamente com pouco remanescente coronário. Foram utilizadas três estratégias de retenção. Duas das quais exclusivamente adesivas: a) coroa do tipo *endocrown* em cerâmica ProCAD; b) núcleo de preenchimento em resina composta associada a uma coroa cerâmica ProCAD; e uma terceira abordagem mais convencional: c) associação de um núcleo resinoso com um pino fibro-resinoso à uma coroa cerâmica ProCAD. Por meio de um teste destrutivo, o autor concluiu que as restaurações cerâmicas maciças (*endocrowns*) demonstraram menor resistência e padrões de falha mais complexos quando comparadas aos outros dois grupos.

2.3 SELAMENTO DENTINÁRIO IMEDIATO (FUNDAMENTOS E VANTAGENS)

A abordagem biomimética abrange a execução de preparos parciais intracoronários (inlays) e extracoronários (onlays, facetas e laminados oclusais) não baseados nos princípios tradicionais (forma de retenção e resistência), mas antes, muito dependentes de procedimentos adesivos (MAGNE; MAGNE; BELSER, 2007). Na

verdade, a resistência final será o resultado da ação combinada, apresentada pelo complexo dente-restauração (MAGNE, 2005).

O preparo dental para as restaurações anteriormente mencionadas pode gerar uma exposição dentinária significativa. Selar as superfícies recém-preparadas com um agente de união dentinária imediatamente após o preparo dental, antes da moldagem, é chamado selamento dentinário imediato (MAGNE, 2005). Sua associação com uma resina composta fotopolimerizável pré-aquecida, como agente cimentante (MAGNE, 2005, 2006; MAGNE; KNEZEVIC, 2009b), pode ser considerada o estado da arte na cimentação das restaurações indiretas (MAGNE; DOUGLAS, 1999b; DIETSCHI et al., 2002; MAGNE; SO; CASCIONE, 2007). Lin e Douglas (1994) atribuíram ao selamento dentinário imediato a função de mimetizar a junção amelo-dentinária.

Originalmente, a técnica foi proposta por Pashley et al. (1992) no começo dos anos 90, com o objetivo de evitar a microinfiltração bacteriana e a sensibilidade dentinária durante a fase de provisórios e por Nikaido et al. (1992). Desde então, diferentes nomenclaturas têm sido sugeridas como “Técnica de adesão dual/dupla” (*Dual bonding technique*) (PAUL; SCHÄRER, 1997) e mais tarde “Selamento resinoso” (*resin coating*) (KITASAKO et al., 2002) no Japão. No entanto, esse procedimento é mais conhecido como “Selamento Dentinário Imediato” (*Immediate Dentin Sealing - IDS*) quando Magne e Douglas (1999b) adicionaram a palavra “imediato” ao termo original “selamento dentinário”, dando um sentido cronológico e também mais fácil de entender e memorizar.

Durante o procedimento clínico de hibridização resina-dentina, os passos mais sensíveis estão relacionados à contaminação dentinária e à susceptibilidade de a camada híbrida entrar em colapso antes da sua polimerização. Embora estas razões já seriam suficientes para se justificar o selamento dentinário imediato, vários outros motivos de ordem racional, prática e técnica são listados por Magne (2005) e reforçam sua prática:

a) a dentina recém-instrumentada e o substrato ideal para a adesão à dentina

A contaminação da dentina devido à fase provisória pode reduzir o potencial de adesão. Bertschinger et al. (1996) e Paul e Schärer (1997) o demonstraram quando simularam a contaminação da dentina com vários cimentos provisórios e compararam à dentina recém-instrumentada. Frankenberger et al. (2007) obtiveram conclusões similares e descobriram inclusive que algumas técnicas de limpeza (partículas esféricas de carbonato de cálcio - sistema Prophyparls/Kavo) podem até reduzir a adesão à dentina;

b) a polimerização prévia do agente de união dentinário (DBA) proporciona uma melhor resistência de união

A pré-polimerização do agente de união dentinário gera uma camada híbrida estável (sem colapso das fibrilas colágenas). Quando o agente de adesão e o compósito adicionado sobre ele são polimerizados em conjunto, a pressão do agente

cimentante durante o assentamento da peça pode causar o colapso das fibras colágenas e, por sua vez, afetar a resistência de união. O selamento dentinário imediato soluciona o dilema relativo à espessura dos agentes adesivos pré-polimerizados, o que seria inaceitável na inserção de restaurações definitivas com espaçamento interno entre 50 e 100 micra. Além do mais, a técnica difundida na qual a espessura do agente adesivo é reduzida com jatos de ar antes da cimentação apresenta um sério inconveniente. Devido à severa inibição da polimerização pelo oxigênio em até 40 micra de profundidade (RUEGGERBERG; MARGESON, 1990), um afinamento excessivo do DBA poderia impedir uma polimerização adequada da camada adesiva;

c) o selamento dentinário imediato permite o desenvolvimento da adesão dentinária livre de tensões

A resistência de união à dentina aumenta gradualmente com o passar do tempo sem as tensões decorrentes da contração do compósito restaurador ou das forças oclusais. No período de uma semana, a resistência de união pode aumentar significativamente (REIS et al., 2004). A vantagem dessa técnica também se baseia na adesão entre a camada de adesivo pré-existente, aplicada no momento do preparo dental, e o novo agente cimentante. Tem sido demonstrado que o uso de uma restauração provisória por um período superior a 12 semanas não pareceu afetar o potencial de adesão resina-resina, assim como a fadiga também não foi

capaz de alterar a resistência de união (MAGNE; SO; CASCIONE, 2007);

d) o selamento dentinário imediato protege a dentina contra infiltração bacteriana e sensibilidade durante a fase provisória

Com base no conceito original de Pashley et al. (1992), de que as restaurações provisórias poderiam permitir microinfiltração e sensibilidade, o significado prático é conforto ao paciente;

e) condicionamento separado do esmalte e dentina (cronologicamente)

A técnica proporciona a simplicidade de se realizar o condicionamento do esmalte e da dentina separadamente (adesão úmida versus adesão seca). Como o IDS é realizado primariamente em regiões de dentina exposta, o clínico pode focar na "adesão úmida" à dentina (em casos de condicionamento total), enquanto o condicionamento do esmalte pode ser realizado na sessão clínica de cimentação da restauração, quando pode ser secado à vontade;

f) menos sensibilidade pós-operatória

Em um estudo realizado por Magne e Douglas (1999b), não foram detectadas fendas entre o adesivo e a dentina (IDS), enquanto falhas visíveis foram observadas quando o

tradicional método de cimentação foi empregado. Em um estudo semelhante, Jayasooriya et al. (2003) avaliaram a influência do selamento dentinário imediato (*resin coating*) na adaptação interfacial de inlays de resina composta. Na parede oclusal, por exemplo, sem selamento dentinário imediato, foi observado interrupção na interface do inlay MOD de resina composta e a superfície cavitária em 100% da extensão. Pelo contrário, com o IDS, reduziu-se a formação de interrupções para 13,3% na mesma região;

g) preenchimento de retenções

O dilema "aditivo versus subtrativo" é facilmente solucionado empregando IDS. Retenções mecânicas em dentina, resultantes da forma da cavitação preexistente ou da remoção de tecido cariado, são preenchidas através da combinação do IDS e resina composta direta, obtendo-se assim a divergência desejada com mínima ou nenhuma redução dental. O preenchimento das retenções sem selamento dentinário imediato seria ilógico, já que o condicionamento parcial da cavidade poderia deixar algumas áreas sem hibridização, necessitando de instrumentação adicional, o que exigiria maior tempo clínico e desgaste dental adicional;

h) preparos mais lisos

As vantagens de preparos mais lisos podem ser obtidas pela lisura natural devido ao emprego do IDS, o que torna os

procedimentos de acabamento mais confortáveis e mais seguros (menor aquecimento) para o paciente. Desta forma, o uso seqüencial de brocas de acabamento não é mais necessário;

i) reforço do remanescente dental

A fase de provisório é crítica devido ao elevado risco de fratura. As cúspides enfraquecidas estão ainda mais vulneráveis. O efeito de estabilidade alcançado pela combinação do selamento dentinário imediato e uso estratégico de materiais à base de resina composta para preencher as retenções, fornece melhor biomecânica ao dente remanescente;

j) adesão

Quando o IDS é associado com materiais resinosos, a retenção pode ser mais elevada. Esta é uma ferramenta útil quando o clínico se depara com coroas clínicas curtas assim como preparos extremamente convergentes. Conseqüentemente, promove-se a máxima conservação dental. Do contrário, a única escolha seria o aumento de coroa clínica e desgaste adicional de estrutura dental sadia;

k) simplificação do passo de prova da restauração e ajuste-oclusal

Já que a dentina está selada, nenhuma ou pouca anestesia é necessária na sessão de prova e cimentação. A prova da restauração é mais confortável para o paciente, assim como há maior precisão no processo e menor probabilidade de quebra da restauração. O passo de ajuste oclusal também é simplificado;

l) compatibilidade com cimentos de cura dual

Como não há acidez na fase de prova e cimentação da restauração (incompatibilidade química entre monômeros ácidos e componentes de auto-cura) (SUH et al., 2003), o selamento dentinário imediato é completamente compatível com cimentos de cura dual;

m) uso sistemático de sistemas adesivos fotopolimerizáveis

Quando se opta pelo emprego do selamento dentinário imediato, não há necessidade de um adesivo de cura dual, pois o agente de adesão dentinário é diretamente fotopolimerizado. Além do mais, não há uma possível toxicidade de monômeros não polimerizados em contato com a dentina, mesmo que a restauração seja espessa, pois o IDS funciona como uma barreira. Os compósitos fotopolimerizáveis apresentam melhor estabilidade de cor e uma base de dados muito maior quando comparados aos

materiais de cura dual. Nos casos de preparos mais profundos do que 5 mm na face oclusal e 6mm no nível proximal, a estratégia seria fazer um preenchimento com uma base de compósito tornando o preparo mais raso;

n) aderência do provisório

Quando o preparo dental é não-retentivo, pode-se optar por cimentar o provisório com a técnica pontual. A superfície dentinária recém-selada é isolada com um formador de filme intraoral (ex. vaselina), exceto em uma pequena área central de modo a se obter o grau de retenção desejada;

o) cimentos temporários

O emprego de cimentos temporários não é obrigatório. A prática de "retenção pela contração" promove praticidade clínica, pois o cimento temporário não é mandatório neste caso. Por exemplo, ancorar a restauração através de excessos nas embrasuras palatais e unir múltiplas restaurações pode aumentar significativamente a estabilidade da restauração provisória.

2.4 CARGA DE FADIGA PARA TESTAR MATERIAIS DENTÁRIOS

Fadiga é considerada uma das principais causas de falhas em Odontologia restauradora (DRAUGHN, 1979; MAGNE et al.,

2002; LOHBAUER et al., 2003; GRANDINI et al., 2005). Sendo assim, o estudo das tensões cíclicas torna-se essencial para melhorar o desempenho dos materiais restauradores (DRAUGHN, 1979). Basicamente, fadiga é a perda de resistência e energia resultante do trabalho físico. A resistência à fadiga, por sua vez, poderia ser definida como o número de ciclos, sob um determinado nível de tensão (carga), que um material irá suportar antes de falhar. Sob altos níveis de tensão, a falha irá ocorrer após poucos ciclos; enquanto sob baixos níveis, facilmente excederá a casa dos 10^5 ou 10^6 ciclos. Por outro lado, o limite de fadiga (na língua inglesa *endurance limit*) estabelece um certo nível de tensão abaixo do qual o material suportará um número virtualmente "infinito" de ciclos antes de falhar, ou pelo menos, extremamente alto (DRAUGHN, 1979).

Delong e Douglas (1991) desenvolveram um ambiente oral artificial, motivados pela possibilidade de reproduzir as forças e movimentos do sistema mastigatório humano. O projeto de tal dispositivo requereu um entendimento profundo do processo mastigatório. Tal processo é controlado por um sistema de *feedback* neuromuscular e pode ser separado em três fases: a fase preparatória, que compreende a abertura e fechamento da mandíbula até esta ficar em posição para esmagar o bolo alimentar (sensores localizados nos músculos e tecidos da mandíbula monitoram sua posição: controle isotônico); a fase de esmagamento dos alimentos inicia no instante em que força é gerada (proprioceptores localizados no ligamento periodontal entram em ação: controle isométrico) durando desde o primeiro contato com o bolo alimentar até o toque com o dente antagonista; e finalmente, a

fase de trituração (inicia com um contato excêntrico entre as cúspides vestibulares inferiores com as vertentes triturantes das cúspides vestibulares superiores, seguido de um suave deslize em direção à relação cêntrica, quando o ciclo termina). Durante a segunda fase, antes do contato dental, o alimento pode influenciar o modo de controle. Alimentos macios conduzem a um controle isotônico ao passo que alimentos duros deflagram o controle isométrico (ex. uma noz). Entretanto, ao avaliar-se materiais dentários, devido à ausência de forças, a fase preparatória pode ser omitida. Outro fator que merece atenção, quando do planejamento da simulação, é o tempo total de ciclagem. Considerando-se que a duração da força varia de 0,25 a 0,33 s, a máquina de testes deveria ser programada em uma frequência de 3 a 4 Hz, contribuindo para a finalização do teste no menor tempo possível. A magnitude das forças oclusais ainda é um assunto controverso. Apesar de alguns estudos relatarem valores bastante elevados, neste trabalho, com base em medições mais precisas, os autores decidiram submeter os espécimes a 500.000 ciclos mastigatórios sob uma carga máxima de 13,35 N. O sistema utilizou um atuador servo-hidráulico de circuito fechado, operando sob controle de carga (isométrico).

Dietschi et al. (2002) submeteram dentes restaurados (restaurações diretas MOD) à estresse mecânico a uma frequência de 1,5 Hz, iniciando com uma força de 50 N por 250.000 ciclos, seguido por estágios de 75 N por mais 250.000 ciclos e 100 N por 500.000 ciclos, totalizando 1.000.000 de ciclos. A carga foi aplicada através de cúspides artificiais feitas de aço inoxidável (4 mm de diâmetro). De acordo com os autores, a simulação cumpriu o equivalente a 4 anos de serviço clínico.

Materiais restauradores frequentemente são testados na forma de barras sujeitas às cargas flexurais cíclicas de três ou quatro pontos. Tal processo é capaz de simular somente dois modos de fadiga – contato e flexão (AL-TURKI et al., 2007). Além disso, testes piloto confirmaram que restaurações adesivas falham a elevadas cargas ou sobrevivem a mais de um milhão de ciclos sob moderadas ou baixas cargas. Logo, uma nova geração de protocolos para testes cíclicos tem sido proposta (FENNIS et al., 2004; MAGNE; KNEZEVIC, 2009a, b) tendo em mente um melhor equilíbrio entre os métodos de teste de fadiga disponíveis e a realidade clínica (MAGNE; KNEZEVIC, 2009a). O protocolo de aplicação de carga em “escada”, combinado com a reprodução fiel de um dente natural restaurado funcionalmente (estandardizado pelo CEREC), parece minimizar as variáveis de confusão bem como oferece uma ótima sensibilidade a um número razoável de espécimes e a um relativo curto período de tempo. O carregamento de um dente restaurado por meio de cúspides submersas e através de três pontos/facetas pode gerar uma variedade de tensões (compressão, tensão e cisalhamento) assim como sorção de água e envelhecimento em condições úmidas (MAGNE; KNEZEVIC, 2009b).

2.5 RESTAURAÇÕES CEREC

Ao final do ano de 1988, após um período de avaliação na Universidade de Zurique, o sistema CEREC 1 (Siemens – naquela época) foi lançado comercialmente em grande escala (OTTO;

SCHNEIDER, 2008). Seu exclusivo conceito da fase CAM (usinagem da restauração) executada no próprio consultório (*chairside*) iria durar até 2007 quando a companhia norte americana D4D lançou o ED4. Muito embora o original apelo desses sistemas baseia-se na competência em se realizar uma restauração indireta em uma única sessão clínica (dispensando a moldagem tradicional e o provisório), há sinais claros de que vantagens adicionais também irão ser percebidas pelo mercado (ex. a personalização).

Os usuários de CEREC têm à disposição uma ampla gama de materiais restauradores para processamento CAD/CAM. Estrategicamente, estes diferentes materiais são produzidos de acordo com a tradição e especialidade de cada companhia parceira. A Vita disponibiliza os blocos de cerâmica fedspática Vitablocs MARK II e VITA Trilux enquanto que a Ivoclar Vivadent produz as cerâmicas vítreas reforçadas por leucita IPS Empress CAD e dissilicato de lítio IPS e.max CAD. A companhia 3M ESPE também utiliza a leucita para a fabricação dos blocos Paradigm C e apesar do acrônimo *CERamic REConstruction*, produz os blocos de resina composta Paradigm MZ100.

As propriedades físicas podem variar significativamente, dependendo da natureza do material. Os blocos de cerâmica fedspática Vitablocs MARK II oferecem uma resistência flexural pós-processamento de 103 MPa (BINDL; LÜTHY; MÖRMANN, 2003) e um módulo de elasticidade de 63 GPa (VITA). É, sem dúvida alguma, o material para uso CAD/CAM mais estudado desde as primeiras pesquisas clínicas, tendo os maiores acompanhamentos longitudinais (MANHART et al., 2004). Reiss (2006) observou 989

inlays por 18 anos. A taxa de sobrevivência ao final deste período, de acordo com o método Kaplan-Meier, foi de 84,4%. Otto e Schneider acompanharam 187 inlays e onlays, e após 17 anos tiveram a probabilidade de sucesso clínico reduzido para 88,7 %. Sjögren; Molin; van Dijken (2004), obtiveram uma sucesso clínico de 89% em 61 inlays após 10 anos.

As cerâmicas reforçadas por leucita, por exemplo, Paradigm C e IPS Empress CAD, apresentam uma resistência flexural aproximada de 160 MPa (pré-usinagem). Nesses sistemas, durante o processo de fabricação, um tratamento térmico controlado estimula o crescimento dos cristais de leucita a fim de otimizar as propriedades mecânicas do material. Por outro lado, os blocos reforçados por cristais de dissilicato de lítio são produzidos de uma forma mais sofisticada. Os blocos são comercializados em uma fase cristalina intermediária (40% de cristais de metasilicato de lítio), o que permite maior velocidade de usinagem, economiza ferramentas (pontas diamantadas), e também diminui a probabilidade de fraturas marginais na peça (IVOCLAR, 2005). Neste estado, os blocos exibem uma cor azulada característica. Uma vez fresadas, as restaurações são temperadas através de um tratamento térmico adicional (até 850° C) pelo qual metasilicato de lítio é convertido em dissilicato de lítio. Neste estado de cristalização plena (70% em estrutura cristalina) o material adquire sua coloração e translucidez desejadas e também suas propriedades mecânicas esperadas. A resistência flexural atinge 360 MPa e o módulo de elasticidade 95 GPa.

Apesar do desempenho inquestionável dos inlays/onlays cerâmicos no longo prazo (REISS, 2006; OTTO; SCHNEIDER, 2008), seu alto custo e relativa sensibilidade técnica motivaram investimentos e esforços em materiais de maior conveniência técnica: os inlays e onlays de resina composta (DIETSCHI; SPREAFICO, 1997; MAGNE; KNEZEVIC, 2009a). Uma correta percepção da demanda do mercado e a boa reputação do seu compósito Z100 fez com que a companhia 3M ESPE oferecesse a sua versão CAD/CAM: Paradigm MZ100. A taxa de conversão dos grupos metacrilatos nos blocos Paradigm MZ100 chega a 84% a contrário dos 74% observados na sua equivalente de uso direto Z100. O bloco é composto por partículas esferoidais do composto zircônia-sílica (85% em peso) imersas em uma matriz polimérica bisGMA/TEGMA.

Tsitrou e van Noort (2008) testaram a capacidade do sistema CEREC em fabricar restaurações para preparos conservadores (redução oclusal-0,6 mm / margem-0,4 mm), utilizando-se uma resina composta (Paradigm MZ100) e dois materiais cerâmicos (ProCAD e VITA Mark II). O sistema CEREC produziu *copings* sem defeitos e com margens contínuas somente com o material Paradigm MZ100.

PROPOSIÇÃO

3 PROPOSIÇÃO

Os objetivos deste estudo in vitro foram:

- a) avaliar a influência dos materiais restauradores CAD/CAM (cerâmica vs. compósito) na resistência à fadiga de laminados oclusais ultrafinos (0,6 mm de espessura);
- b) avaliar a influência da espessura da restauração na resistência à fadiga dos laminados oclusais, comparando restaurações ultrafinas (0,6 mm) com restaurações finas (1,2 mm).

MATERIAL E MÉTODOS

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 MATERIAL

MATERIAL	FABRICANTE	LOT	PAIS
*Paradigm MZ100 - Size 14 A1 Shade	3M ESPE	20090116	EUA
*IPS Empress CAD - LT A1/ C14	Ivoclar Vivadent AG	L31355	Liechtenstein
*IPS e.max CAD - LT A1/C14	Ivoclar Vivadent AG	L47779	Liechtenstein
*XR material experimental ¹	-	-	-
Resina composta Filtek Z100 - A1	3M ESPE	20081113	EUA
Ácido fosfórico Ultra-Etch 35%	Ultradent	B379H	EUA
Ácido fluorídrico Ultradent Porcelain Etch	Ultradent	B34X3	EUA
Silano	Ultradent	B3526	EUA
Sistema adesivo Optibond FL Unidose	Kerr Corporation INC	3167414	EUA
CEREC Powder	VITA-Zahnfabrik	18480	Alemanha
Acrílico autopolimerizável Palapress vario	Heraeus Kulzer GmbH	020033	Alemanha
Polivinilsiloxano lab. Zetalarbor platinum85	Zhermack	71914	Itália
Polivinilsiloxano AFFINIS PRECIOUS	Coltène Whaledent	0120609	Suíça
K-Y Jelly	Johnson & Johnson	-	Canadá
Cristais de timol Tymol crystal	Merck KGaA	-	Alemanha
Gesso pedra especial FUJIROCK EP 5 Kg White	GC	0812013	Japão

Quadro 4 – Materiais, fabricantes e países de origem. * Materiais pesquisados (blocos pré-fabricados para processamento CAD/CAM).

4.2 DISPOSITIVOS, EQUIPAMENTOS E INSTRUMENTOS UTILIZADOS

Os dispositivos, equipamentos, instrumentos, fabricantes e país de origem estão descritos no QUADRO 5.

DISPOSITIVOS, EQUIPAMENTOS E INSTRUMENTOS	FABRICANTE	PAIS
Fotopolimerizador Allegro	Dent-Mat	EUA
Aquecedor Calset	Addent	EUA
Forno cerâmico Austromat D4	DEKEMA Dental- Keramiköfen GmbH	Alemanha
Unidade polimerizadora Di500	Coltène AG	Suíça
Máquina para ensaios de fadiga 858 MiniBionix II	MTS systems	EUA
Estereomicroscópio Leica MZ 125	Leica Microsystems	Alemanha
Sistema CAD/CAM Cerec 3	SIRONA Dental Systems	Alemanha
Dispositivo de cimentação	Particular	Brasil
Transluminador Microlux	Addent	EUA
Ponta diamantada cilíndrica 6850-023	Brasseler	EUA
Ponta diamantada esférica 801-023	Brasseler	EUA
Rondoflex plus 360	KaVo Dental Corp	Alemanha
Câmera Nikon D70 + lente 120 mm Nikkor Medical	Nikon	Japão
Câmera Nikon D700 + lente 105 mm Nikkor	Nikon	Japão
Sistema de motor elétrico Optima MX	Bien-air	Suíça
Contra-ângulo 1.5	Bien-air	Suíça
Kit de instrumentos para compósitos CompoSculp	Suter Dental	EUA

Quadro 5 – Materiais, fabricantes e países de origem.

4.3 MÉTODOS

4.3.1 Seleção dos dentes e distribuição dos grupos

Uma vez obtida a aprovação dos Comitês de Ética da Universidade Federal de Santa Catarina (n. 081/08) (ANEXOS A e B) e da University of Southern California, foram usados 70 molares superiores hígidos recém-extraídos e mantidos em solução de timol a 0,1% (Tymol Crystal, Merck, Alemanha). Os dentes foram inseridos em uma réplica (gesso pedra especial) de um dispositivo posicionador especial preenchido com resina acrílica (Palapress, Heraeus Kulzer, Alemanha), mergulhando a raiz até 3 mm abaixo da junção cimento-esmalte (JCE) (FIG. 7), sendo em seguida aleatoriamente distribuídos em 7 grupos de acordo com material restaurador e espessura (QUADRO 6).

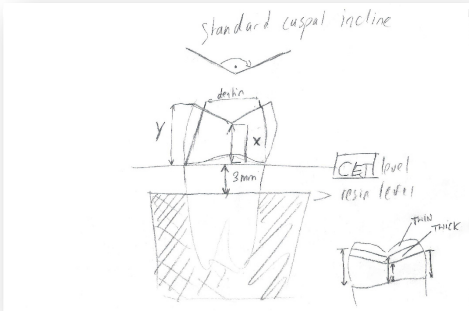


Figura 7 – Diagrama esquemático da montagem dos dentes.
Fonte - Desenho a mão livre - Prof. Dr. Pascal Magne, setembro de 2008.

MATERIAL		RESTAURAÇÕES ULTRAFINAS (espessura - 0,6 mm)	RESTAURAÇÕES FINAS (espessura - 1,2 mm)
CERÂMICA	Empress CAD	ECAD06	ECAD12
	e.max CAD	EMAX06	EMAX12
COMPÓSITO	Paradigm MZ100	MZ06	MZ12
	Compósito Experimental	XR06	-

Quadro 6 – Distribuição dos Grupos (n=10)

4.3.2 Preparo dental

Com o objetivo de simular erosão avançada na face oclusal, foi realizado um preparo dental padronizado em todos os espécimes. Primeiramente, o esmalte oclusal foi seletivamente removido pela ação de uma ponta diamantada cilíndrica de extremidade arredondada (6850-023, Brasseler, EUA). A inclinação das cúspides foi mantida o mais regular possível, mantendo-se as margens vestibular e palatal a aproximadamente 5,5 mm da JCE e 2,3 a 2,6 mm acima do sulco central (FIG. 8A). Nos grupos de laminados oclusais finos, com o objetivo de compensar uma restauração mais espessa (comparado à ultrafina), as margens vestibular e palatal foram mantidas a aproximadamente 5,0 mm da JCE (FIG. 8B). Adicionalmente, com a intenção de se padronizar o máximo possível o preparo dental e ajustá-lo a anatomia do banco de dados do CEREC, (ver item 4.3.3), foi empregada uma “guia virtual”: após a execução do preparo de acordo com os parâmetros anteriormente descritos (FIG. 8), foi realizada uma moldagem óptica preliminar (Cerec 3, Sirona Dental Systems, Alemanha) (Cerec 3, Sirona Dental Systems, EUA). A restauração foi então digitalmente delineada sobre o modelo virtual obtido e, com base nas informações presentes na tela do computador (ex. posição de sulcos, espessura disponível), o preparo foi ajustado em pontos específicos quando necessário.

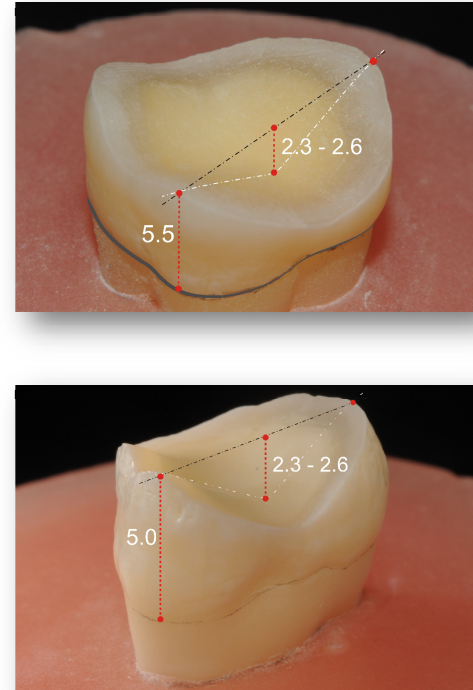


Figura 8 – Preparo dental com inclinação cuspeídea padronizada (medidas e dimensões em mm). Para laminados oclusais ultrafinos (a). Para laminados oclusais finos (b).

Nos espécimes em que o tempo decorrido após o término do preparo ultrapassou 15 min, a dentina foi “reativada” (BERTSCHINGER et al., 1996; PAUL; SCHÄRER, 1997) por reinstrumentação superficial utilizando a mesma ponta diamantada a uma velocidade não maior que 1500 rpm (FIG. 9a). Uma vez finalizado o preparo (FIG. 9B), foi realizado o selamento dentinário imediato, empregando um agente de adesão à dentina convencional (*etch-and-rinse*) de três passos (Optibond FL, Kerr, EUA), seguindo as instruções do fabricante: condicionamento da dentina por 15 s com ácido fosfórico a 37,5% (Ultraetch, Ultradent, EUA) (FIG. 10a), enxágüe abundante com água, cuidadosa secagem com jato de ar de 3 a 5 s sem desidratação da dentina (FIG. 10b), aplicação do primer com microaplicador esfregando levemente por 15 s (FIG. 10c), jato de ar de 3 a 5 s e aplicação de adesivo somente em dentina, também sob agitação, por 20 s (sem afinar o filme adesivo com jato de ar) (FIG. 10d e 10e). O adesivo foi então fotopolimerizado por 20 s a 1000 mW/cm² (Allegro, Dent-Mat, EUA) (FIG. 11a) e adicionalmente mais 10 s sob uma barreira antioxigênio (K-Y, Johnson & Johnson, Canadá) (FIG. 11b). Os excessos de adesivo do esmalte circundante foram removidos com uma ponta diamantada esférica (801-023, Brasseler, EUA) sob baixa rotação - 1500 rpm (FIG. 11c). Cada dente foi então armazenado em água destilada por 24 h antes do planejamento (fase CAD), usinagem (fase CAM) e cimentação adesiva das restaurações CAD/CAM.

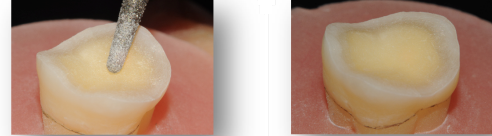
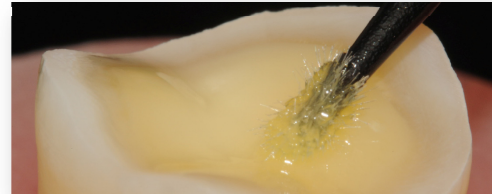


Figura 9 – Reinstrumentação da dentina antes dos procedimentos adesivos (a). Preparo finalizado (dentina recém-instrumentada) (b).



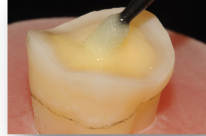


Figura 10 – Selamento Dentinário Imediato. Condicionamento da dentina (ácido fosfórico a 35%) por somente 15 s (a). Cuidadosa remoção do excesso de água com jato de ar de 3 a 5 s sem desidratação (b). Aplicação do primer na dentina com suave agitação durante 20 s (c). Dosagem da quantidade ideal de adesivo (metade da parte ativa do microaplicador regular) (d). Aplicação do adesivo somente na dentina (e).

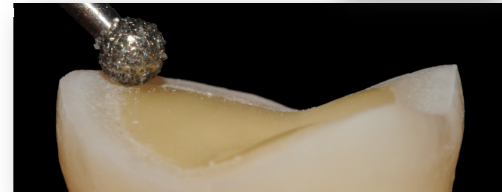


Figura 11 – Selamento Dentinário Imediato. Fotoativação do adesivo por 20 s (a). Barreira antioxigênio para fotoativação adicional por mais 10 s (b). Remoção dos excessos de adesivo do esmalte circundante (c).

4.3.3 Planejamento (design) e produção (usinagem) dos laminados oclusais

Os molares foram restaurados utilizando o sistema CAD/CAM Cerec 3 (Sirona Dental Systems, Alemanha). Após pulverizar o preparo com um pó reflexivo específico (CEREC

Powder, VITA-Zahnfabrik, Alemanha) (FIG. 12a), a impressão óptica foi realizada com a câmera 3D posicionada a um ângulo de 10 graus (Fig 12b). Todos os espécimes receberam um overlay estandardizado proveniente da base de dados do sistema Cerec (terceiro molar superior, base de dados *Lee Culp Youth*). Por meio das ferramentas de design do software Cerec (versão 3.03, Sirona Dental Systems) ajustado em *Master Mode*, a face oclusal (FIG. 12c) foi posicionada de tal forma que gerasse uma espessura média de 0,6 mm no sulco central, espessura máxima de 1,3 mm nas pontas de cúspides e espessura aproximada de 1,0 mm nas vertentes internas das cúspides (para laminados oclusais ultrafinos) (FIG. 13A). Para os grupos de laminados oclusais finos, esses valores foram de 1,2 mm, 1,8 mm e 1,6 mm, respectivamente (FIG. 13b). Com o propósito de padronizar a forma e a anatomia, o design da restauração foi obtido pelo uso das ferramentas de "posicionamento" apenas (movimentos nos eixos X, Y, Z e pequenas rotações), sem editar/alterar a forma original produzida pelo software.

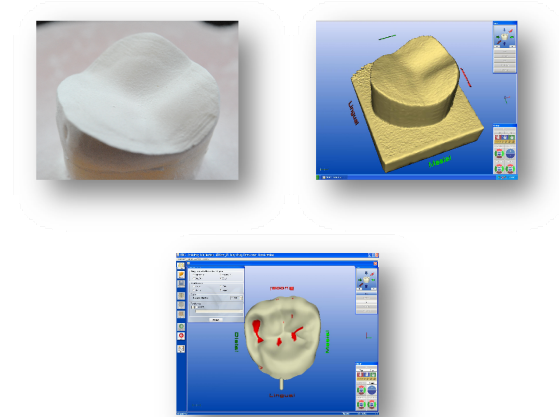
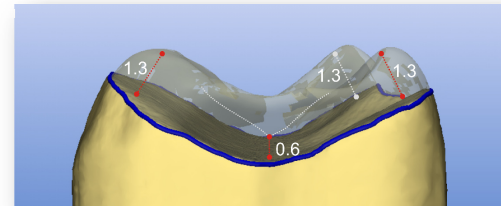


Figura 12 – Preparo pulverizado com pó específico CEREC (a). Modelo tridimensional gerado pelo sistema (b). Restauração planejada e pronta para a usinagem (c).



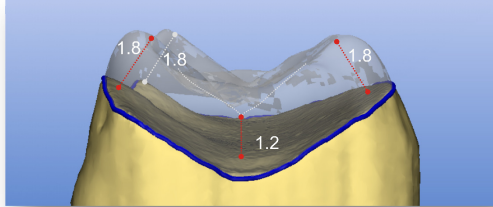


Figura 13 – Laminado oclusal ultrafino com as espessuras desejadas (mm) (a). Laminado oclusal fino com as espessuras desejadas (mm) (b).

Para o grupo de laminados oclusais ultrafinos (0,6 mm de espessura), 20 restaurações foram usinadas, empregando cerâmicas vítreas reforçadas, sendo 10 restaurações utilizando leucita Empress CAD (grupo ECAD06) e outro grupo de 10 restaurações empregando blocos e.max CAD de dissilicato de lítio (grupo EMAX06). Vinte restaurações foram usinadas utilizando resinas compostas; 10 com Paradigm MZ100 (grupo MZ06) e outro grupo de 10 restaurações com uma resina experimental (grupo XR06). Para os laminados oclusais finos (1,2 mm de espessura), 30 restaurações foram usinadas utilizando os mesmos materiais (grupos ECAD12, EMAX12 e MZ12) (n=10), com exceção da resina experimental.

Todas as restaurações foram usinadas no modo “Endo” com o *sprue* localizado na face lingual (FIG. 14) e inspecionadas para detecção de eventuais trincas geradas pelo processo de usinagem. As restaurações geradas dos blocos de dissilicato de lítio foram

cristalizadas em um forno para cerâmica (Austromat D4, DEKEMA Dental-Keramiköfen, Alemanha) de acordo com as instruções do fabricante (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein). As restaurações Empress CAD e e.max CAD foram polidas utilizando borrachas abrasivas especiais para cerâmica (Dialite, Brasseler, EUA), enquanto que as restaurações MZ100 e XR receberam acabamento com escovas para polimento de resina composta (Jiffy, Ultradent, EUA). Após o polimento, a espessura das restaurações foi aferida com um espessímetro (APÊNDICES A e B).

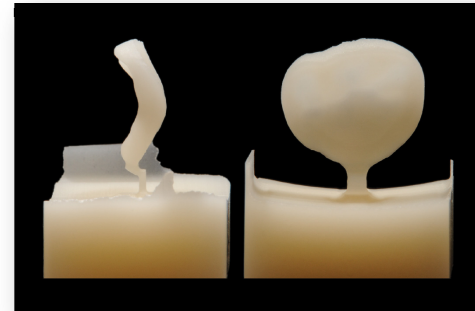


Figura 14 – Inspeção de uma restauração 0,6 mm obtida de um bloco Empress CAD. A permanência da restauração cerâmica até o fim do processo de fabricação, sem a quebra do *sprue*, atesta a eficiência de usinagem do sistema Cerec, mesmo próximo de seus limites.

4.3.4 Cimentação adesiva

O condicionamento de superfície das restaurações cerâmicas foi realizado utilizando-se ácido fluorídrico (Porcelain Etch, Ultradent, EUA), por 60 s para os grupos ECAD e por 20 s para os grupos EMAX. Em seguida, foi realizada uma lavagem abundante com spray ar/água por 20 s, seguindo-se com a limpeza pós-condicionamento, incluindo a fricção das restaurações com ácido fosfórico (Ultraetch) por 1 min, seguido de enxágue em água por 20 s e, por fim, a imersão em água destilada em banho ultrassônico por 3 min. Após secagem com ar, as superfícies internas foram silanizadas (Silane, Ultradent) e secadas com ar quente a 100°C por 5 min para a volatilização dos solventes (forno DI500, Coltène AG, Alstättten, Suíça). O mesmo protocolo foi empregado para as restaurações dos grupos MZ e XR, com exceção do condicionamento com ácido fluorídrico, que foi substituído por microjateamento com óxido de alumínio de 27 micra a 30 psi (FIG. 15) (Rondoflex plus 360, KaVo Dental Corp, Alemanha).



Figura 15 – Condicionamento de superfície de uma restauração Paradigm MZ100 (Grupo MZ06). Microjateamento com óxido de alumínio - 27 micra (a). Limpeza pós-condicionamento com ácido fosfórico- fricção por 1 min (b).

Os preparos foram todos jateados com óxido de alumínio de 27 micra (Rondoflex plus 360) (FIG. 16a) e condicionados por 30 s com ácido fosfórico a 37,5% (Ultraetch) (FIG. 16b), enxaguados com jatos de água (sem spray ar/água devido ao esmalte condicionado) e secados (FIG. 16c). Sob condições de iluminação ambiente adequadas (luz da bancada desligada), o adesivo (Optibond FL, frasco 2, Kerr) foi aplicado tanto na superfície interna da restauração como no dente e foi deixado sem fotoativação (FIG. 16d). Após a aplicação da resina composta pré-aquecida (Filtek Z100, 3M ESPE; pré-aquecida a 68°C no dispositivo Calset, Addent, Danbury, EUA) (DARONCH; RUEGGEBERG; DE GOES, 2005) no dente (FIG. 17a), a restauração foi cuidadosamente assentada (FIG. 17b) e então submetida a uma carga padrão de 6 N (por intermédio de pesos em um dispositivo especial) durante o tempo necessário para a remoção de excessos de resina composta e fotopolimerização inicial (WILSON, 1996) (FIG. 18). Cada face foi exposta à fotoativação a 1000 mW/cm² (Allegro, EUA) por 60 s (20 s por face, repetido 3x). As margens foram cobertas com uma barreira de oxigênio (K-Y, Johnson & Johnson, Canadá) e fotoativadas por mais 20 s. As margens foram, então, acabadas e polidas com pontas de borracha diamantadas para cerâmica (todos os grupos) e com escovas de cerdas impregnadas por carbeto de silício (grupos MZ e XR). Cada espécime foi então armazenado em água destilada em temperatura ambiente por 24 h antes do teste.

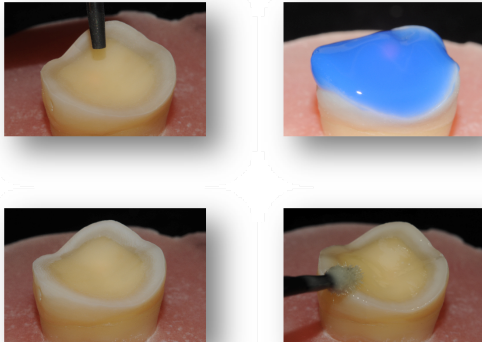


Figura 16 – Microjateamento do preparo (a). Condicionamento com ácido fosfórico a 37,5% por 30 s (b). Aspecto após secagem com ar (c). O adesivo foi aplicado e mantido sem fotoativação (d).



Figura 17 – A resina composta Filtek Z100 (3M ESPE) pré-aquecida a 68°C foi utilizada como agente cimentante (a). Posicionamento e assentamento da restauração (b).



Figura 18 – A restauração foi mantida sob uma carga de 6 N durante a remoção dos excessos e fotoativação inicial.

4.3.5 Teste de fadiga

Forças mastigatórias cíclicas foram aplicadas empregando uma máquina servo-hidráulica (858 MiniBionix II, MTS Systems, EUA) (FIG. 19) com uma esfera de resina composta de 7 mm de diâmetro (Filtek Z100, 3M ESPE com pós-cura de 5 min a 100°C – unidade DI500, Coltène) (FIG. 20). Devido à anatomia oclusal estandardizada, cada espécime foi posicionado na câmara de carga (montada sobre a célula de carga) em uma posição bastante similar e reproduzível, com a esfera (simulando uma cúspide antagonista)

contatando simultaneamente e igualmente as cúspides mesiovestibular, distovestibular e lingual (tripodismo) (FIG. 21). A câmara de carga foi preenchida com água destilada até completa imersão do espécime. A mastigação isométrica (sob controle de carga) foi conduzida sob uma frequência de 5 Hz, iniciando com uma carga de 200 N por 5000 ciclos (fase pré-condicionante para garantir um posicionamento e ajuste ótimos da esfera contra o espécime) (FENNIS et al., 2004), seguindo-se os estágios de 400, 600, 800, 1000, 1200 e 1400 N por, no máximo, 30.000 ciclos cada. O número de ciclos até a falha inicial (ver item 4.3.6) foi anotado. Os espécimes foram ciclados até a falha catastrófica (perda de fragmentos da restauração) ou até o máximo de 185.000 ciclos.

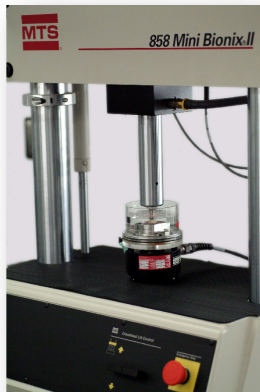


Figura 19 – Máquina de testes servo-hidráulica 858 Mini Bionix II (MTS, EUA).

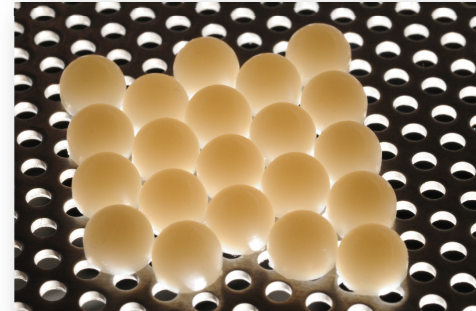


Figura 20 – Esferas de 7 mm de diâmetro feitas de resina composta (Filtek Z100, 3M ESPE – pós-polimerizadas a 100°C por 5 min) simularam a cúspide antagonista.

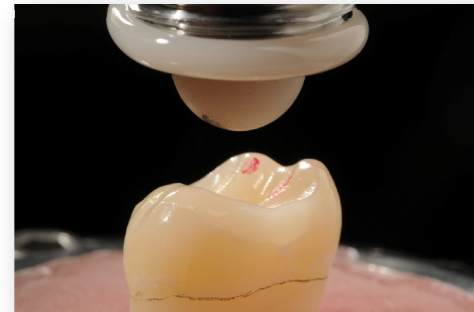


Figura 21 – Dente restaurado posicionado na câmara de carga momentos antes do teste de fadiga. Observe os três contatos demarcados pelo papel articular.

4.3.6 Monitoramento e detecção de trincas

Foi considerada falha inicial quando uma trinca visível fosse detectada e obedecesse a dois critérios: comprimento maior ou igual a 2 mm e envolvendo a superfície da restauração. Esses critérios foram estabelecidos porque trincas sub-superficiais ou menores que 2 mm são particularmente difíceis de diagnosticar sob condições clínicas normais. Ao final de cada ciclo de carga, os espécimes foram avaliados por transluminação (Microlux, Addent), fotografias sob condições padronizadas a um aumento de 1,5:1 (Nikon D70 e lente Medical Nikkor 120 mm e lente close-up, Tokyo, Japão) (FIG. 22, APÊNDICE C e FIG. 23, APÊNDICE D) e microscópio óptico até um aumento de 10:1 (Leica MZ 125, Leica Microsystems, Alemanha) (FIG. 24, APÊNDICE E). Em situações onde houve dúvida, a concordância entre dois examinadores foi necessária (FIG. 25). O procedimento de monitoramento do aparecimento e crescimento das trincas (APÊNDICES A e B) foi realizado até a falha catastrófica (perda de estrutura da restauração) ou até o cumprimento dos 185.000 ciclos.



Figura 25 – Detecção de trincas por transluminação (Microlux, Addent, USA).

4.3.7 Análise estatística

Os grupos foram comparados por meio das curvas de sobrevivência Kaplan-Meier de acordo com a TAB. 1.

Tabela 1 – Distribuição das comparações intergrupos

Grupos	Valor p (Corrigido por Bonferroni)
ECAD06 vs. EMAX06 vs. MZ06 vs. XR06	0,05/6=0,008
ECAD12 vs. EMAX12 vs. MZ12	0,05/3=0,016
ECAD06 vs. EMAX06 vs. ECAD12 vs. EMAX12	0,05/6=0,008
0.6 mm* vs. 1.2 mm*	0,05/1=0,05
ECAD** vs. EMAX** vs. MZ100**	0,05/3=0,016
* (Todos materiais juntos: Empress CAD, e.max CAD and MZ100)	
** (Ambas espessuras juntas: 0,6 and 1,2 mm)	

A sobrevida dos 4 grupos foi comparada utilizando as curvas de sobrevivência de Kaplan-Meier. A cada intervalo (definido por cada ciclo de carga), a diferença entre os espécimes que começaram o intervalo intactos e os espécimes que trincaram (falha inicial) ou falharam de maneira catastrófica durante este intervalo foi calculada, resultando na probabilidade de sobrevida (%) a cada ciclo de carga. A influência do material restaurador na propensão de trincas foi observada comparando as curvas de sobrevida utilizando o teste de *log-rank* em um nível de significância de 0,05. As diferenças foram detectadas empregando o mesmo teste (*post-hoc*),

comparando os grupos par-a-par, em num nível de significância de 0,008 (ajustado pelo método de Bonferroni para 6 comparações). A análise estatística foi realizada com o programa MedCalc, versão 11.0.1 (Mariakerke, Bélgica).

A resistência à fadiga dos 3 grupos de restaurações finas (1,2 mm de espessura) foi comparada utilizando o mesmo protocolo. As diferenças foram detectadas através de comparações *post-hoc* par-a-par com o teste de *log-rank* em um nível de significância de 0,016 (ajustado pelo método de Bonferroni para 3 comparações).

A análise de Kaplan-Meier também foi utilizada para comparar a resistência à fadiga dos materiais Empress CAD e e.max CAD nas espessuras 0,6 e 1,2 mm. A influência da espessura na propensão de trincas foi observada utilizando o teste de *log-rank* num nível de significância de 0,05. Comparações *post-hoc* par-a-par foram empregadas para localizar as diferenças entre os grupos a um nível de significância de 0,008 (corrigido por Bonferroni para 4 comparações).

Foram realizadas análises complementares por meio do agrupamento dos dados referentes a todos os onlays ultrafinos (0,6 mm de espessura) e comparação destes dados com aqueles referentes a todos os onlays finos (1,2 mm de espessura). A mesma abordagem foi utilizada para comparar os materiais restauradores (espessuras 0,6 e 1,2 mm agrupadas). Comparações pareadas *post-hoc* (corrigidas por Bonferroni) localizaram as diferenças a um nível de significância de 0,05 e 0,016, respectivamente.

RESULTADOS

5 RESULTADOS

5.1 RESTAURAÇÕES ULTRAFINAS

No grupo ECAD06, as restaurações falharam (falha inicial) com uma carga média de 500 N (38.475 ciclos), no grupo EMAX06 com uma carga média de 800 N (87.089 ciclos) e nenhuma restauração suportou os 185.000 ciclos de carga (sobrevivência = 0% para ambos ECAD06 e EMAX06). Nos grupos MZ06 e XR06 a taxa de sobrevida foi de 60% e 100%, respectivamente. As curvas de sobrevivência de Kaplan-Meier (GRAF. 1) revelaram diferenças significativas entre os grupos ($p < 0,0001$). Testes *post hoc* (TAB. 2) revelaram maior resistência à fadiga para o grupo MZ06 quando comparado aos grupos ECAD06 e EMAX06 ($p < 0,0001$ e $p = 0,0001$, respectivamente) e maior resistência à fadiga para o grupo EMAX06 comparado ao grupo ECAD06 ($p = 0,0002$). O grupo XR06 também se apresentou significativamente mais resistente do que ECAD06 e EMAX06 ($p < 0,0001$), mas não se diferenciou do grupo MZ06 ($p = 0,03$).

Dentre os 40 espécimes, 3 dentes (todos do grupo ECAD06) apresentaram falha com perda de fragmento da restauração (FIG. 26c). No entanto, nenhum dos espécimes apresentou perda ou dano significativo da estrutura dental intacta. As trincas se mantiveram confinadas às restaurações e ao esmalte remanescente.

Os dados de todos os espécimes podem ser visualizados nas TAB. 3 -6, APÊNDICE F.

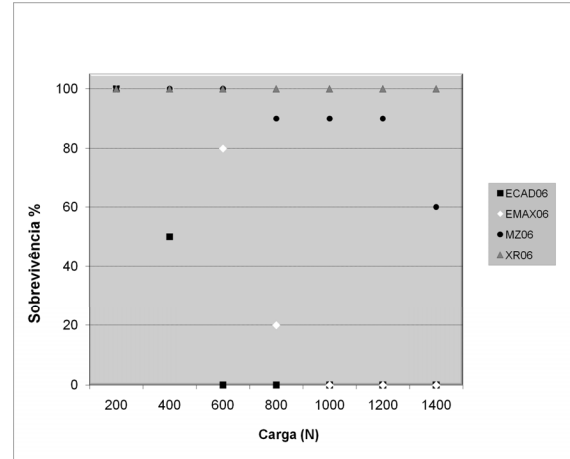


Gráfico 1 – Distribuição gráfica, por material restaurador, da sobrevida dos espécimes (0,6 mm) a cada ciclo de carga (n=10).

Tabela 2 - Comparações *post hoc* par-a-par com o teste de *log-rank*

	ECAD06	EMAX06	MZ06	XR06
ECAD06		0,0002*	<0,0001*	<0,0001*
EMAX06			0,0001*	<0,0001*
MZ06				0,03
XR06				

* Indica diferenças significativas entre os materiais testados com um valor p de 0,008 (Correção de Bonferroni para 6 comparações).

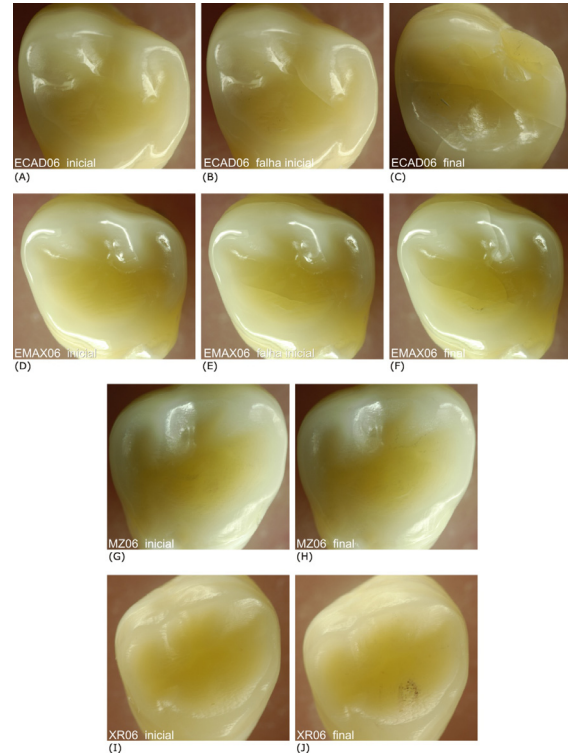


Figura 26 - Espécime do grupo ECAD06 (a-c) antes do teste (a), em falha inicial (400 N) (b), e perda de fragmento da restauração a 1400 N (c). Espécime do grupo EMAX06 (d-f) antes do teste (d), em falha inicial (800 N) (e) e após 185.000 ciclos (f). Espécime sobrevivente do grupo MZ06 (g, h) antes do teste (g) e após o teste (h). Espécime sobrevivente do grupo XR06 (i, j), antes do teste (i) e após o teste (j).

5.2 RESTAURAÇÕES FINAS

No grupo ECAD12, as restaurações apresentaram falha inicial com uma carga média de 900N (110.918 ciclos) e nenhuma suportou os 185.000 ciclos (sobrevivência = 0%). Nos grupos EMAX12 e MZ12 as taxas de sobrevida foram de 30% e 100%, respectivamente. As curvas de sobrevida de Kaplan-Meier (GRAF. 2) revelaram diferenças significativas entre os grupos ($p < 0,0001$). Os testes *post hoc* (TAB. 7) mostraram maior resistência à fadiga do grupo MZ12 comparado ao grupo ECAD12 e EMAX12 ($p < 0,0001$ e $p = 0,0019$, respectivamente) e maior resistência à fadiga do grupo EMAX12 comparado ao grupo ECAD12 ($p = 0,0012$).

Dentre os 30 espécimes, nenhum apresentou falha com perda estrutural da restauração. Nenhum dos espécimes apresentou perda ou dano severo da estrutura dental intacta (FIG. 27).

Os dados de todos os espécimes podem ser visualizados nas TAB. 8-10, APÊNDICE G.

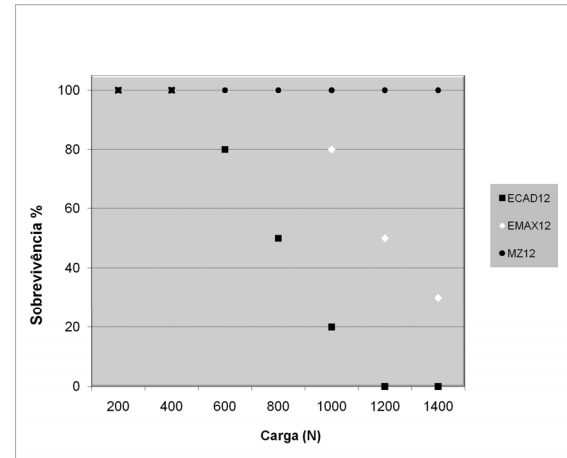


Gráfico 2 – Distribuição gráfica, por material restaurador, da sobrevida dos espécimes (1,2 mm) a cada ciclo de carga (n=10).

Tabela 7 - Comparações *post hoc* par-a-par com o teste de *log-rank*

	ECAD12	EMAX12	MZ12
ECAD12		0,0012*	<0,0001*
EMAX12			0,0019*
MZ12			

* Indica diferenças significativas entre os materiais testados com um valor p de 0,016 (Correção de Bonferroni para 3 comparações).

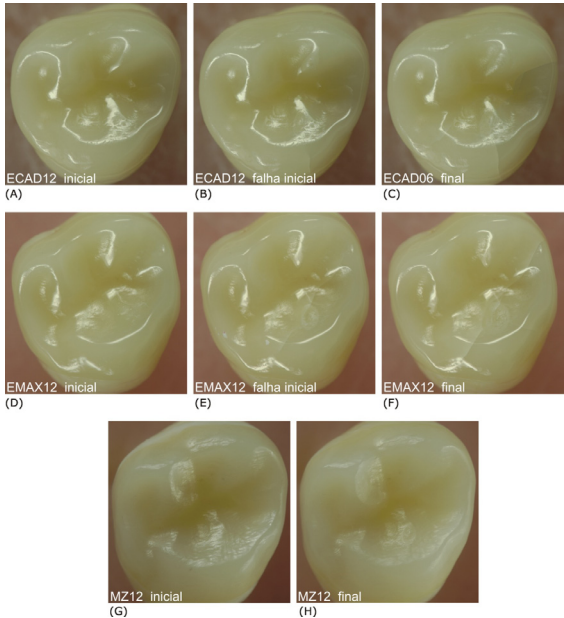


Figura 27 – Espécime do grupo ECAD12 (a-c), antes do teste (a), em falha inicial (1000N) (b) e após 185.000 ciclos (c). Espécime do grupo EMAX12 (d-f), antes do teste (d), em falha inicial (1000N) (e) e após 185.000 ciclos (f). Espécime do grupo MZ12 (g, h), antes do teste (g) e após 185.000 ciclos (h).

5.3 RESTAURAÇÕES CERÂMICAS

Comparações entre laminados oclusais cerâmicos de 0,6 mm e 1,2 mm de espessura são apresentadas na TAB. 11. Todas as comparações revelaram diferenças significativas ($P<0,0012$), com exceção entre os grupos EMAX06 e ECAD12 ($P=0,1027$).

Tabela 11 - Comparações <i>post hoc</i> para-a-par com o teste de <i>log-rank</i>				
	ECAD06	EMAX06	ECAD12	EMAX12
ECAD06		0,0002*	0,0001*	<0,0001*
EMAX06			0,1027	<0,0001*
ECAD12				0,0012*
EMAX12				

* Indica diferenças significativas entre os materiais testados com um valor p de 0,008 (Correção de Bonferroni para 6 comparações).

5.4 RESTAURAÇÕES ULTRAFINAS E FINAS

Nos grupos de restaurações ultrafinas (onlays de 0,6 mm de espessura) e finas (onlays de 1,2 mm de espessura) as taxas de sobrevida foram de 20% e 43,33%, respectivamente (GRAF. 3). A sobrevida das restaurações finas foi significativamente maior do que a das restaurações ultrafinas ($P=0,0051$).

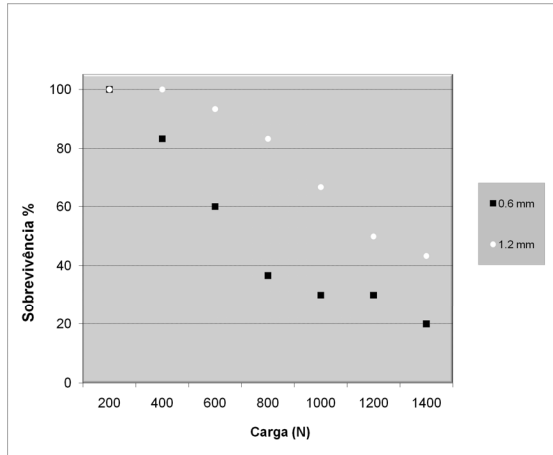


Gráfico 3 – Distribuição gráfica, por espessura (todos os materiais agrupados), da sobrevida dos espécimes a cada ciclo de carga (n=30).

5.5 MATERIAIS CERÂMICOS E RESINOSOS (fino e ultrafino juntos)

No grupo ECAD, as restaurações falharam com uma carga média de 700 N (74.696 ciclos) e nenhuma delas suportou os 185.000 ciclos de carga (sobrevivência = 0%). Nos grupos EMAX e MZ a taxa de sobrevida foi de 15% e 80%, respectivamente (GRAF. 4). As curvas de Kaplan-Meier revelaram diferenças significativas entre os grupos ($P<0,0001$). Os testes *post hoc* mostraram uma resistência à fadiga mais alta para o grupo MZ quando comparado ao grupo EMAX e ECAD ($P<0,0001$ para ambos). O grupo EMAX se mostrou significativamente mais resistente do que o grupo ECAD ($P=0,001$).

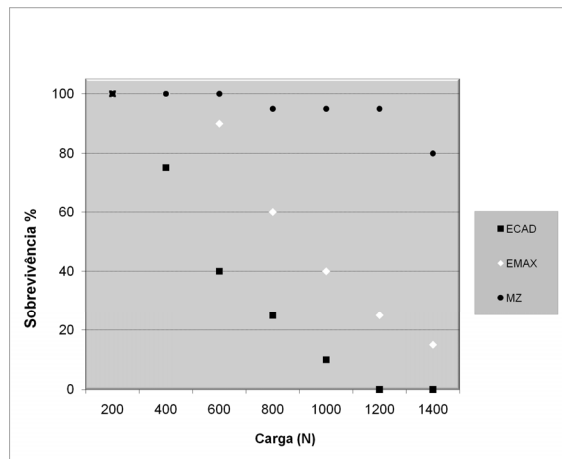


Gráfico 4 – Distribuição gráfica, por material (finos e ultrafinos agrupados), da sobrevida dos espécimes a cada ciclo de carga (n=20).

DISCUSSÃO

6 DISCUSSÃO

As resinas compostas MZ100 e XR aumentaram a resistência à fadiga dos laminados oclusais posteriores ultrafinos quando comparada à resistência dos grupos cerâmicos Empress CAD e e.max CAD. Além do mais, a espessura do material restaurador influenciou a resistência à fadiga. O estudo revelou também a possibilidade de as restaurações cerâmicas e resinas compostas processadas por tecnologia CAD/CAM serem utilizadas em abordagens minimamente invasivas para o tratamento de lesões de erosão severa em dentes posteriores.

A tecnologia CAD/CAM foi escolhida devido à facilidade oferecida no controle da espessura e anatomia das restaurações durante o processo de fabricação. Também permitiu a padronização do espaçamento interno da restauração assim como das propriedades mecânicas dos materiais restauradores (BEUER; SCHWEIGER; EDELHOFF, 2008). Muitas variáveis relacionadas com o operador podem ser evitadas, tais como a habilidade do técnico em prótese bem como vários passos envolvidos no processo de fabricação. Tais diferenciais se tornam extremamente importantes quando do emprego de laminados oclusais ultrafinos. Pode-se questionar se a tecnologia CAD/CAM atual permitiria a usinagem de restaurações com menos de 1,0 mm de espessura (FIG. 14). Cada restauração foi cuidadosamente inspecionada após a usinagem, antes e depois da cimentação. Com base no presente estudo, pode-se afirmar que laminados oclusais ultrafinos (0,6 mm no sulco central e imediações, máximo de 1,3 mm nas pontas de

cúspides e 1,0 mm nas vertentes internas das cúspides) podem ser usinados com sucesso com todos os materiais testados. Trincas pós-usinagem foram observadas em apenas duas peças e não foram observados defeitos marginais significantes em nenhuma das restaurações. É difícil afirmar se os blocos já apresentavam essas trincas ou se as mesmas surgiram durante o processo de usinagem. De acordo com Tsitrou e van Noort (2008), que tentaram fabricar copings de pouca espessura (0,6 mm de redução oclusal) utilizando blocos cerâmicos e de resina composta, apenas MZ100 pôde ser usinada com essa espessura sem apresentar defeitos ou trincas. A habilidade de usinar restaurações ultrafinas pode, por esse motivo, também ser influenciada pelo tipo de preparo (coroa versus laminado oclusal não-retentivo).

O design utilizado no presente estudo (máquina servo hidráulica de circuito fechado), originalmente introduzido por Fennis et al. (2004) e empregado em vários estudos por Magne e Knezevic (2009a, b, c), constitui um ótimo e lógico ponto de equilíbrio entre um simples teste destrutivo e testes de fadiga muito mais sofisticados (mínimo de 1 M ciclos) (MAGNE; KNEZEVIZ, 2009a, b). Nos testes destrutivos, o espécime é forçado a falhar sob controle métrico do dispositivo de carga (similar a um teste de colisão em automóveis). Promovem dados úteis, pois são realizados sob condições extremas, mas pouca significância com relação à resistência clínica. Por outro lado, o tempo de execução de verdadeiros testes de fadiga (baixa carga/alta quantidade de ciclos) é uma limitação significativa. O comportamento dos materiais dentários sob fadiga é caracterizado por um limite de fadiga bem definido, acima do qual o material falha rapidamente, e abaixo do

qual há sobrevida no longo-prazo. O design do presente estudo abrange uma ampla gama de situações clínicas relevantes. A primeira metade do teste situa-se dentro do intervalo de forças de mordida realísticas observadas na região posterior, ou seja, de 8 a 880 N (BATES; STAFFORD; HARRISON, 1976), o que inclui cargas de mastigação e deglutição até bruxismo, respectivamente. A segunda metade envolve um intervalo de cargas dificilmente alcançado em circunstâncias normais, mas somente em situações como trauma (cargas extrínsecas elevadas) (MAGNE; KNEZEVIZ, 2009a, b) ou acidentes mastigatórios intrínsecos (sob cargas mastigatórias, mas aplicada a uma área pequena devido a interposição de um corpo estranho duro como uma pedra ou semente, por exemplo) (ROSEN, 1982). A opção de utilizar uma esfera de resina ao invés de aço inoxidável, sugerida por Magne e Knezevic (2009b), também é inédita neste experimento. De acordo com Kelly (1999), os identadores em aço tendem a gerar uma concentração de carga compressiva bastante localizada e intensa, o que promove danos na superfície e a geração de debris semelhantes a pó (trincas Hertizianas em cone). A menor dureza e maior desgaste da esfera em resina composta permitiram simulações mais realísticas dos contatos dentais através de facetas de desgaste que distribuem a carga sem alcançar o limite de compressão dos tecidos dentários ou dos materiais restauradores. No início do teste (carga 200 N), a esfera intacta gerou uma compressão de aproximadamente 200 MPa (três contatos de aproximadamente 1 mm^2), enquanto que no final do teste de fadiga (1400 N), a esfera já desgastada (com facetas) gerou uma compressão de somente 350 MPa (em uma área de aproximadamente 4 mm^2). O desgaste intrínseco da esfera

antagonista não permitiu que a compressão aumentasse tão rápido quanto o aumento da carga. Este é um aspecto essencial deste teste, como mencionado por Kelly (1999), que sugeriu a utilização de esferas com amplo raio para se reduzir o aumento da compressão no contato. Também foi de extrema importância se certificar de que a resina composta usada para a fabricação das esferas era resistente o suficiente para suportar o teste de fadiga até o fim, e que mantivesse contato independente da carga aplicada. Assim, as esferas foram cuidadosamente inspecionadas ao final de cada estágio de carga e apenas uma esfera teve que ser substituída devido à delaminação.

O esmalte e a dentina são tecidos únicos com uma função muito especializada. Qualquer intenção de restaurar um dente deveria considerar não só os materiais restauradores que melhor mimetizam esmalte e dentina, mas também considerar a simulação da JED (junção esmalte-dentina) por intermédio da interface adesiva restauração-dentina (MAGNE; KNEZEVIZ, 2009a, b), que pode ser considerada uma verdadeira estrutura composta (CALLISTER JR., 1997). O emprego de restaurações extremamente finas “tais quais esmalte”, torna a estratégia de adesão ainda mais importante. Foi utilizado neste estudo o selamento dentinário imediato (para selar as superfícies de dentina recém-preparadas com um agente de união imediatamente após o preparo dental e antes da moldagem), associado com uma resina composta fotopolimerizável pré-aquecida utilizada como agente cimentante (MAGNE, 2005, 2006; MAGNE; KNEZEVIZ, 2009a, b). De fato, as vantagens dessa técnica (MAGNE; DOUGLAS, 1999b; DIETSCHI et al., 2002; MAGNE; SO; CASCIONE, 2007) ficaram evidentes, já que mesmo nos grupos

cerâmicos, apenas 3 restaurações perderam fragmentos (ECAD06 a uma carga > 1000 N), enquanto que todas as restaurações ECAD06 mostraram múltiplas trincas em forma de mosaico (FIG. 28). Dentre as vantagens de ordem prática de utilizar um material restaurador fotopolimerizável para cimentar os laminados oclusais, estaria o tempo ilimitado para se assentar a restauração (compensando a dificuldade de posicionar as peças, devido à falta de eixo de inserção das mesmas).



Figura 28 – Espécime do grupo ECAD06 após o teste (trincas tipo "mosaico").

Os resultados do presente estudo estão de acordo com os achados de Magne e Knezevic (2009a), que demonstraram o aumento da resistência à fadiga de molares endodonticamente tratados restaurados com MZ100 quando comparada à porcelana (MKII, VITA). No entanto, no presente estudo, nenhum espécime experimentou falhas catastróficas na estrutura dental remanescente. As trincas se mantiveram restritas às restaurações e ao esmalte

remanescente. Este fato reafirma a vantagem do emprego da estratégia minimamente invasiva (EDELHOFF; SORENSEN, 2002a, b; STAEHLE, 1999), a qual preserva a integridade estrutural dos dentes. As primeiras trincas (falha inicial), observadas nos grupos ECAD e EMAX, podem ser explicadas através de uma simulação numérica previamente conduzida por Magne e Belser (2003). As elevadas tensões de tração no sulco central não puderam ser suportadas pela frágil cerâmica (MAGNE; BELSER, 2003). Assim, a energia foi liberada por meio de novas superfícies, ou seja, trincas (KELLY, 1999) (FIG. 26 e 27). Com base nos presentes dados, parece que a maior resistência flexural uniaxial dos blocos cerâmicos (256 e 127 MPa para e.max CAD e Empress CAD, respectivamente), comparada à dos blocos de resina composta (150 GPa para MZ100), não corresponde à taxa de sobrevivência observada (GRAF. 1 e 2). Na verdade, apenas a análise isolada dos dados de resistência não seria suficiente para prever com precisão a falha estrutural em estruturas complexas constituídas por multicamadas de materiais (KELLY, 1995). A falha deflagrada pelo desenvolvimento de tensões de tração é muito mais sensível à razão de módulo de elasticidade entre o material restaurador e o agente cimentante e a dentina, e muito menos à resistência intrínseca assim como à espessura do material (KELLY, 1999). Ou seja, o módulo de elasticidade, relativamente similar entre a resina composta (≈ 20 MPa) e a dentina ($\approx 18,5$ GPa) (CRAIG, 1979), pode ter sido o ponto chave para o comportamento excepcional dente-restauração dos grupos de resinas compostas.

Com a espessura da restauração variando de 1,2 mm (no sulco central) a 1,8 mm (na ponta de cúspide), o presente estudo

também explorou os limites mínimos de recomendação usual de espessura “segura” para restaurações em dentes posteriores (DIETSCHI; SPREAFICO, 1997; FEDERLIN et al., 2007; STAPPERT et al., 2008). Os resultados são compatíveis com experimentos prévios similares, que confirmaram a resistência de molares endodonticamente tratados e restaurados com overlays de MZ100 (MAGNE; KNEZEVIC, 2009a, b) quando comparada à porcelana (MKII). Pode ser afirmado com segurança que mesmo pacientes com demanda de carga elevada podem se beneficiar do design dos laminados oclusais finos fabricados com MZ100 ou e.max CAD. Neste último, as trincas iniciais apareceram apenas com cargas elevadas. Os resultados mostram que o grupo ECAD12 não suportaria cargas extremas (trauma/acidentes mastigatórios), já que nenhum dos espécimes chegou intacto ao final da segunda metade do teste (1000-1400 N).

Devido à sua maior resistência, as restaurações do grupo EMAX06 começaram a trincar num estágio de carga acima das restaurações do grupo ECAD06. Esta diferença desapareceu quando do aumento da espessura das restaurações ECAD, o que pode ser observado na comparação entre as restaurações oclusais cerâmicas de 0,6 mm e 1,2 mm de espessura (TAB. 11).

Pressupondo que as trincas iniciais surgiram com cargas relativamente elevadas (final da primeira metade do teste) e que nenhuma das restaurações ultrafinas perdeu fragmentos, os blocos de dissilicato de lítio podem ser recomendados para pacientes com demanda de carga normal. Por outro lado, o componente horizontal da carga axial não conseguiu ameaçar as restaurações de resina

composta dos grupos MZ06 e XR06, confirmando-se a possibilidade de utilização destes materiais para restaurar dentes posteriores com laminados oclusais finos ou ultrafinos, mesmo sob demanda de cargas elevadas. Enquanto se espera que as restaurações de resina composta desgastem mais do que as cerâmicas, elas também tendem a preservar mais o esmalte antagonista (KUNZELMANN et al., 2001). Esta diferença no desgaste dos laminados oclusais CAD/CAM de resina composta e de cerâmica, requer pesquisas adicionais, o que já está em andamento.

Deve ser lembrada a diferença nas definições clínicas de “sobrevivência” e “falha” mecânicas, geralmente baseadas na detecção de trincas e fraturas, e na abordagem biomimética “tal qual o dente” da dentística restauradora (MAGNE; BELSER, 2002). De acordo com esta última, o esmalte, conhecido por ser mais frágil e friável do que a cerâmica mais fraca e friável (por exemplo, Empress CAD no presente estudo), é também conhecido por prover uma função ótima durante toda uma vida, mesmo que trincado. O “trincamento” é um processo de envelhecimento fisiológico aceitável no esmalte. Nos materiais dentários, o trincamento também deveria ser aceitável? A resposta a esta pergunta é de suma importância para a interpretação dos resultados apresentados e pode gerar uma significativa mudança de paradigma (MAGNE; DOUGLAS, 1999a).

CONCLUSÕES

7 CONCLUSÕES

Dentro das limitações deste estudo *in vitro*, é possível concluir que:

1. Os laminados oclusais de resina composta processados por tecnologia CAD/CAM aumentaram a resistência à fadiga quando comparados aos seus correspondentes cerâmicos.
2. A espessura do material restaurador influenciou a resistência à fadiga.
3. Nenhum dos laminados oclusais ultrafinos (0,6 mm) dos grupos Empress CAD e e.max CAD suportou os 185.000 ciclos de carga (sobrevivência = 0%); com Paradigm MZ100 e XR (resina experimental), a taxa de sobrevivência foi de 60% e 100%, respectivamente. Não houve falhas catastróficas (perda ou dano significativo de estrutura dental intacta), mas apenas trincas restritas ao material restaurador e esmalte remanescente.
4. As resinas compostas processadas por CAD/CAM podem ser recomendadas para a fabricação de laminados oclusais ultrafinos não-retentivos em dentes posteriores mesmo em pacientes com uma demanda de alta carga. Dentre os grupos cerâmicos, apenas o grupo EMAX06 suportou com sucesso a primeira parte do teste de fadiga podendo, portanto, ser indicado com segurança para laminados oclusais ultrafinos sob condições oclusais normais.
5. Nenhum dos laminados oclusais finos (1,2 mm) do grupo Empress CAD suportou os 185.000 ciclos de carga (sobrevivência = 0%); nos grupos e.max CAD e MZ100, a taxa de

sobrevivência foi de 30% e 100%, respectivamente. Não houve falhas catastróficas, mas apenas trincas limitadas ao material restaurador.

6. A resina composta processada por CAD/CAM pode ser recomendada para a fabricação de laminados oclusais finos não-retentivos em dentes posteriores, uma vez que satisfaz com sucesso os requisitos de alta carga deste experimento. Dentre os grupos cerâmicos, os resultados qualificam o material e.max CAD para laminados oclusais em pacientes com demanda de alta carga, enquanto que o Empress CAD estaria indicado apenas para condições oclusais normais.

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS

AL-TURKI, LI, et al. Contact versus flexure fatigue of a fiber-filled composite. **Dent. Mater.**, Washington, v.23, p.648-53, 2007.

AZZOPARDI, A. et al. The surface effects of erosion and abrasion on dentine with and without a protective layer. **Br. Dent. J.**, London, v.196, p.351-354, 2004.

BARATIERI, L. N. et al. Direct posterior composite resin restorations: Current concepts for the technique. **Pract. Periodont. Aesthet. Dent.**, New York, v.10, p. 875-886, 1998.

BARTLETT, D.; GANSS C.; LUSSI A. Basic Erosive Wear Examination (BEWE): a new scoring system for scientific and clinical needs. **Clin. Oral. Invest.**, Berlin, v.12, p.65-68, 2008.

BARTLETT, D.W. The role of erosion in tooth wear: aetiology, prevention and management. **Int Dent J**, Guildford, v.55, p.277-284, 2005.

BATES, J. F.; STAFFORD, G.D.; HARRISON, A. Masticatory function - a review of the literature. III. Masticatory performance and efficiency. **J. Oral. Rehabil.**, Oxford, v.3, p.57-67, 1976.

BERTSCHINGER, C. et al. Dual application of dentin bonding agents: effect on bond strength. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v.9, p.115-119, 1996.

BEUER, F.; SCHWEIGER, J.; EDELHOFF, D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. **Br. Dent. J.**, London, v.204, p. 505-511, 2008.

BINDL, A.; LÜTHY, H.; MÖRMANN, W.H. Fracture load of CAD/CAM-generated slot-inlay FPDs. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.16, p.653-660, 2003.

BINDL, A.; MÖRMANN, W.H. Survival rate of mono-ceramic and ceramic-core CAD/CAM-generated anterior crowns over 2-5 years. **Eur. J. Oral. Sci.**, Copenhagen, v.112, 197-204, 2004.

BURKE, F. J. T. Maximising the fracture resistance of dentine-bonded all-ceramic crowns. **J.Dent.**, Guilford, v.27, p.169-173, 1999.

CALLISTER JR., W. D. Composites. In: _____. **Materials science and engineering: an introduction**. 4. ed. New York: John Wiley & Sons, 1997. p. 510-548.

CAMERON, C. E. Cracked-tooth syndrome. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 68, p.405-411, 1964.

CARDOSO, A. C. **Atlas Clínico da Corrosão, do Esmalte e da Dentina: Diagnóstico e Tratamento**. São Paulo: Quintessence, 2007.

CRAIG, R.G. Selected properties of dental composites. **J. Dent. Res.**, Washington, v.58, p.1544-1550, 1979.

CRISPIN, B. J. et al. Materiales y técnicas de restauración estética com cerâmica. In: _____. **Bases prácticas de la odontología estética**. Barcelona: Masson, 1998. p. 207-208.

DAHL, B.L.; KROGSTAD, O.; KARLSEN, K. An alternative treatment in cases with advanced localized attrition. **J. Oral. Rehabil.**, Oxford, v.2, p.209-214, 1975.

DARONCH, M.; RUEGGERBERG, F. A.; DE GOES, M. F. Monomer conversion of pre-heated composite. **J. Dent. Res.**, Washington, v.84, p. 663-7, 2005.

DEERY, C. et al. The prevalence of dental erosion in a United States and a United Kingdom sample of adolescents. **Pediatr. Dent.**, Chicago, v. 22, p. 505-510, 2000.

DeLONG, R.; DOUGLAS, W.H. An artificial oral environment for testing dental materials. **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, v.38, p.339-345, 1991.

DIETSCHI, D. et al. Marginal and internal adaptation of class II restorations after immediate or delayed composite placement. **J. Dent.**, Guilford, v.30, p. 259-269, 2002.

DIETSCHI, D.; SPREAFICO, R. **Adhesive metal-free restorations**. Berlin: Quintessence, 1997.

DOUGLAS, W. H. Considerations for modeling. **Dent. Mater.**, Washington, v. 12, p.203-207, 1996.

DRAUGHN, R. A. Compressive Fatigue Limits of Composite Restorative Materials. **J. Dent. Res.**, Washington, v.58, p. 1093-1096, 1979.

EDELHOFF, D.; SORENSEN, J.A. Tooth structure removal associated with various preparation designs for posterior teeth. **Int. J. Periodontics Restorative Dent.**, Chicago, v.22, p.241-249, 2002a.

_____. Tooth structure removal associated with various preparation designs for anterior teeth. **Int. J. Periodontics Restorative Dent.**, Chicago, v.87, p.503-509, 2002b.

ERICSON, S.; HEDEGARD, B.; WENNSTRÖM, A. Roentgenographic study of vital abutment teeth. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.16, p. 981-987, 1966.

FEDERLIN, M. et al. Partial ceramic crowns. Influence of preparation design and luting material on margin integrity – a scanning electron microscopic study. **Clin. Oral. Invest.**, Berlin, v. 9, p. 8-17, 2005.

FENNIS, W. M. M. et al. Fatigue resistance of teeth restored with cuspal-coverage composite restorations. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.17, p.3-317, 2004.

FRANKENBERGER, R. et al. Adhesive luting revisited: influence of adhesive, temporary cement, cavity cleaning, and curing mode on internal dentin bond strength. **J. Adhes. Dent.**, Surrey, v.9, p.269-73, 2007.

FRANKENBERGER, R. et al. Leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after 12 years. **J. Adhes. Dent.**, Surrey, v.10, p.393-398, 2008.

GANSS, C. et al. Effects of two fluoridation measures on erosion progression in human enamel and dentine in situ. **Caries Res.**, Basel, v.38, p. 561-566, 2004.

GANSS, C. How valid are current diagnostic criteria for dental erosion? **Clin. Oral Invest.**, Berlin, v.12, p. 41–49, 2008.

GANSS, C.; KLIMEK, J.; BORKOWSKI, N. Characteristics of tooth wear in relation to different nutritional patterns including contemporary and medieval subjects. **Eur. J. Oral Sci.**, Copenhagen, v. 110, p.54-60, 2002.

GANSS, C.; LUSSI, A. Diagnosis of erosive tooth wear. In: LUSSI A. (Ed) **Dental erosion. From diagnosis to therapy**. Basel: Karger, 2006. cap. 4, p. 32-43.

GEURTSSEN, W.; SCHWARZE, T.; GÜNAY, H. Diagnosis, therapy, and prevention of the cracked tooth syndrome. **Quintessence Int.**, Berlin, v.34, p. 409-417, 2003.

GRANDINI, S. et al. Fatigue resistance and structural characteristics of fiber posts: three-point bending test and SEM evaluation. **Dent. Mater.**, Washington, v.21, p. 75-82, 2005.

IVOCCLAR VIVADENT. **Scientific Documentation IPS e.max CAD**. Schaen: Ivoclar Vivadent AG. 2005. 16p.

JAYASOORIYA, P. R. et al. The effect of a "resin coating" on the interfacial adaptation of composite inlays. **Oper. Dent.**, Seattle, v.28, p. 28-35, 2003.

KAVOURA, V. et al. Full-mouth rehabilitation of a patient with bulimia nervosa. A case report. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 36, p. 501-510, 2005.

KELLY, J. R. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v.81, p.652-661, 1999.

KELLY, J.R. Perspectives on strength. **Dent. Mater.**, Washington, v.11, p.103-110, 1995.

KERSCHBAUM, T.; VOß R. Die praktische Bewährung von Krone und Inlay. **Dtsch Zahnärztl Z**, v.36, p.243-50, 1981.

KITASAKO, Y. et al. Effect of resin-coating technique on dentin tensile bond strengths over 3 years. **J. Esthet. Restor. Dent.**, Hamilton, v.14, p. 115-22, 2002.

KUNZELMANN, K. H. et al. Wear evaluation of MZ100 compared to ceramic CAD/CAM materials. **Int. J. Comput. Dent.**, v.4, p.71-84, 2001.

LARSEN, M. J. Chemical events during tooth dissolution. **J. Dent. Res.**, Washington, v.69, p.575–580, 1990.

LEE, J. J. et al. Fracture modes in human teeth. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 88, p.224-228, 2009.

LEINFELDER, K. F. Ask the expert. Will ceramic restorations be challenged in the future? **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v.132, p.46-47, 2001.

LEINFELDER, K. F. Indirect posterior composite resins. **Compend. Contin. Educ. Dent.**, Hamilton, v.26, p.495-503, 2005.

LIN, C. P.; DOUGLAS, W. H. Structure-property relations and crack resistance at the bovine dentin-enamel junction. **J. Dent. Res.**, Washington, v.73, p.1072–1078, 1994.

LOHBAUER, U. et al. Flexural fatigue behavior of resin composite dental restoratives. **Dent. Mater.**, Washington, v.19, p. 435-440, 2003.

LUSSI, A. et al. Buonocore Memorial Lecture. Dental Erosion. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 34, p. 251-262, 2009.

MAGNE, P.; VERSLUIS, A.; DOUGLAS, W.H. Rationalization of incisor shape: experimental-numerical analysis. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v.81, p.345-355, 1999.

MAGNE, P.; DOUGLAS, W.H. Rationalization of esthetic restorative dentistry based on biomimetics. **J. Esthet. Dent.**, Hamilton, v.11, p. 5-15, 1999a.

_____. Porcelain veneers: dentin bonding optimization and biomimetic recovery of the crown. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.12, p.111-121, 1999b.

MAGNE, P.; BELSER, U. Understanding the intact tooth and the biomimetic principle. In _____. **Bonded Porcelain Restorations in the Anterior Dentition: A Biomimetic Approach**. Chicago: Quintessence, 2002a. cap. 1, p. 23-56.

_____. Rationalization of shape and related stress distribution in posterior teeth: a finite element study using nonlinear contact analysis. **Int. J. Periodontics Restorative Dent.**, Chicago, v.22, p.425-433, 2002b.

MAGNE, P. et al. Stress distribution of inlay-anchored adhesive fixed partial dentures: a finite element analysis of the influence of restorative materials and abutment preparation design. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v. 87, p. 516-527, 2002.

MAGNE, P.; BELSER, U.C. Porcelain versus composite inlays/onlays: effects of mechanical loads on stress distribution, adhesion, and crown flexure. **Int. J. Periodontics Restorative Dent.**, Chicago, v.23, p.543-555, 2003.

MAGNE, P. Immediate dentin sealing: a fundamental procedure for indirect bonded restorations. **J. Esthet. Restor. Dent.**, Hamilton, v.17, p.144-154, 2005.

MAGNE, P. Composite resins and bonded porcelain: The postamalgam era? **J. Calif. Dent. Assoc.**, Sacramento, v.34, p. 135-147, 2006.

MAGNE, P.; MAGNE, M.; BELSER, U. Adhesive restorations, centric relation, and the Dahl principle: minimally invasive approaches to localized anterior tooth erosion. **Eur. J. Esthet. Dent.**, Berlin, v.2, p.260-73, 2007.

MAGNE, P.; SO W.S.; CASCIONE D. Immediate dentin sealing supports delayed restoration placement. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v. 98, p.166-174, 2007.

MAGNE P. Comunicação pessoal, 2009.

MAGNE, P.; KNEZEVIC, A. Simulated fatigue resistance of composite resin versus porcelain CAD/CAM overlay restorations on endodontically treated molars. **Quintessence Int.**, Berlin, v.40, p.125-133, 2009a.

_____. Influence of overlay restorative materials and load cusps on the fatigue resistance of endodontically treated molars. **Quintessence Int**, Berlin, v.40, p.729-737, 2009b.

_____. Thickness of CAD-CAM composite resin overlays influences fatigue resistance of endodontically treated premolars. **Dent. Mater.**, Washington, v.25, p.1264-1268, 2009c.

MANHART, J. et al. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. **Oper. Dent.**, Seattle, v.29, p.481-508, 2004.

MELO, T. S. **Restauração de dentes tratados endodonticamente: Influência do artifício de retenção na resistência à fratura de restaurações cerâmicas confeccionadas pelo sistema CEREC 3**. 2007. Dissertação (Mestrado). Programa de Pós-Graduação em Odontologia, UFSC, Florianópolis.

MOSCOVICH, H. et al. Effect of composite basing on the resistance to bulk fracture of industrial porcelain inlays. **J. Dent.**, Guilford, v. 26, p.183-189, 1998.

NIKAIDO, T. et al. Early bond strengths of dual cured resin cements to enamel and dentin. **J Jpn Dent Mater**, v. 11,p. 910-915, 1992.

OTTO, T.; SCHNEIDER, D. Long-term clinical results of chairside Cerec CAD/CAM inlays and onlays: a case series. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 21, p.53-59, 2008.

PASHLEY, E. L. et al. Dentin permeability: sealing the dentin in crown preparations. **Oper. Dent.**, Seattle, v.17, p. 13–20, 1992.

PATEL, M. V; FOX, J.L.; HIGUCHI, W.I. Effect of acid type on kinetics and mechanism of dental enamel demineralization. **J. Dent. Res.**, Washington, v.66, p. 1418-1424, 1987.

PAUL, S. J.; SCHÄRER, P. Effect of provisional cements on the bond strength of various adhesive bonding systems on dentine. **J. Oral. Rehabil.**, Oxford, v.24, p. 8-14, 1997.

PEUTZFELDT, A.; ASMUSSEN, E. The effect of postcuring on quantity of remaining double bonds, mechanical properties, and in vitro wear of two resin composites. **J. Dent.**, Guilford, v.28, p. 447-452, 2000.

PIPPIN, D. J.; MIXSON, J.M.; SOLDAN-ELS, A.P. Clinical evaluation of restored maxillary incisors: veneers vs. PFM crowns. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v.126, p. 1523–1529, 1995.

REIS, A. et al. The influence of storage time and cutting speed on microtensile bond strength. **J. Adhes. Dent.**, Hamilton, v.6, p. 7-11, 2004.

REISS, B. Clinical results of Cerec inlays in a dental practice over a period of 18 years. **Int. J. Comput. Dent.**, v.9, p.11-22, 2006.

ROSE JR, W. F.; HAVEMAN, C.W.; DAVIS, R. D. Patient evaluation and problem-oriented treatment planning. In: SUMMITT J.B. et al. (Ed). **Fundamentals of Operative Dentistry: a contemporary approach**. Chicago: Quintessence, 2006. cap. 2, p. 37-67.

ROSEN, H. Cracked tooth syndrome. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v.47, p.36-43, 1982.

ROULET, J. F. Longevity of glass ceramic inlays and amalgam – results up to 6 years. **Clin. Oral. Investig.**, Berlin, v.1, p.40-46, 1997.

RUEGGEBERG, F.A.; MARGESON, D.H. The effect of oxygen inhibition on an unfilled/filled composite system. **J. Dent. Res.**, Washington, v.69, p.1652-1658, 1990.

SCHLUETER, N. et al. Evaluation of a profilometrical method for monitoring erosive tooth wear. **Eur. J. Oral Sci.**, Copenhagen, v.113, p.505-511, 2005.

SCHWARTZ, N. L. et al. Unserviceable crowns and fixed partial dentures: life-span and causes for loss of serviceability. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v.81, p.1395-1401, 1970.

SIGNORE, A et al. A 4- to 6-year retrospective clinical study of cracked teeth restored with bonded indirect resin composite onlays. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 20, p.609-616, 2007.

SILVA, J. S. A. et al. Dental erosion: a contemporary disease. **Clínica-Int. J. Braz. Dent.**, São José, v. 3, p. 150-160, 2007.

SJÖGREN, G.; MOLIN, M.; VAN DIJKEN, J.W. A 10-year prospective evaluation of CAD/CAM-manufactured (Cerec) ceramic inlays cemented with a chemically cured or dual-cured resin composite. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.17, p.241-246, 2004.

SMITH, B. G.; KNIGHT, J.K. An index for measuring the wear of teeth. **Br. Dent. J.**, London, v.156, p. 435-438, 1984.

STAEHLE, H. J. Minimally invasive restorative treatment. **J. Adhes. Dent.**, Hamilton, v.1, p. 267-284, 1999.

STAPPERT, C. F. et al. Effect of mouth-motion fatigue and thermal cycling on the marginal accuracy of partial coverage restorations made of various dental materials. **Dent. Mater.**, Washington, v.24, p.1248-1257, 2008.

SUH, B. I. et al. Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and chemically-cured or dual-cured composites. Part III. Effect of acidic resin monomers. **J. Adhes. Dent.**, Hamilton, v.5, p.267-82, 2003.

THYLSTRUP, A.; FEJERSKOV O. **Tratado de Cariologia**. 1.ed. Rio de Janeiro: Cultura Médica, 1988.

TINSCHERT, J. et al. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 14, p.231-238, 2001.

TORBJÖRNER, A.; FRANSSON B. A literature review on the prosthetic treatment of structurally compromised teeth. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.17, p.369-76, 2004.

TSITROU, E. A.; VAN NOORT, R. Minimal preparation designs for single posterior indirect prostheses with the use of the Cerec system. **Int. J. Comput. Dent.**, v.11, p. 227-240. 2008.

VAILATI, F, BELSER, U. C. Full-mouth adhesive rehabilitation of a severely eroded dentition: the three-step technique. Part 1. **Eur. J. Esthet. Dent.**, Berlin, v.3, p. 30-44, 2008a.

_____. Full-mouth adhesive rehabilitation of a severely eroded dentition: the three-step technique. Part 2. **Eur. J. Esthet. Dent.**, Berlin, v.3, p. 128-146, 2008b.

_____. Full-mouth adhesive rehabilitation of a severely eroded dentition: the three-step technique. Part 3. **Eur. J. Esthet. Dent.**, Berlin, v.3, p. 236-57, 2008c.

VAN ROEKEL, N. B. Gastroesophageal reflux disease, tooth erosion, and prosthodontic rehabilitation: a clinical report. **J. Prosthodont.**, Lombard, v.12, p.255-259, 2003.

VITA. **Vitablocs Mark II for Cerec**.

WILSON, P. R. Low force cementation. **J. Dent.**, Guilford, v.24, p.269-273, 1996.

YOUNG, A. et al. Current erosion indices-flawed or valid? Summary. **Clin. Oral. Invest.**, v.12, p.59-63, 2008

ANEXOS

ANEXO A – Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA

Pró-Reitoria de Pesquisa e Extensão
Departamento de Projetos e Extensão
Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos

Campus Prof. João David Ferreira Lima – CEP 88040-900
Trindade - Florianópolis - Santa Catarina - Brasil | www.ccp.ufsc.br / +55 (48) 3721-9206
PARECER CONSUBSTANCIADO - PROJETO N°. 081/08

I – Identificação:

- Título do Projeto: Resistência à fadiga de molares restaurados com recobrimento oclusal cerâmico de mínima espessura: Influência do tipo de substrato e da espessura do material restaurador.
- Pesquisador Responsável: Prof. Dr. Hamilton Pires Maia co-orientador Prof. Dr. Luiz Narciso Baratiéri e no exterior Prof. PhD Pascal Magne.
- Pesquisador Principal: Luís Henrique Schlichting.
- Data Coleta dados: Início: junho de 2008 Término previsto: agosto de 2008.
- Local onde a pesquisa será conduzida: Hospital, Comunidade e University of Southern California – Los Angeles.

II – Objetivos:

O propósito deste estudo in vitro será avaliar a resistência à fadiga de molares restaurados com recobrimento oclusal cerâmico (IPS e max CAD/ Ivoclar Vivadent), simulando situações clínicas externas.

- Restaurações cerâmicas estritamente oclusais com espessura de 0,6, 1,0 e 1,5mm cimentadas sobre dentina.

III – Comentário:

Trata-se de projeto devidamente documentado. O tema é relevante. O projeto almeja avaliar o desempenho de restaurações com mínima espessura através da resistência à fadiga in vitro. A hipótese em questão argumenta a possibilidade de reduzir a espessura mínima recomendada do material restaurador cerâmico para o tratamento restaurador de lesões de erosão severas em dentes posteriores. Os princípios biotéticos encontram-se atendidos. Há um bem elaborado plano para a obtenção de consentimento livre e esclarecido.

IV – Parecer final:

Ante o exposto, sou pela aprovação do projeto em análise.

(x) Aprovado

Informamos que o parecer dos relatores foi aprovado por unanimidade ou maioria, em reunião deste comitê na data 26 de Maio de 2008.

Washington Pereira de Souza
Coordenador do CEPSH/UFSC

Fonte: CONEP/ANVS - Resoluções 196/96 e 251/97 do CNS.

ANEXO B – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO DENTÍSTICA
CAMPUS UNIVERSITÁRIO - TRINDADE
CEP: 88040-900 - FLORIANÓPOLIS - SANTA CATARINA

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Eu, _____, portador do RG _____ e CPF _____, aceito doar o meu(s) dente(s) _____ sabendo que o(s) mesmo(s) será(ão) utilizado(s) em pesquisa pelo aluno de pós-graduação Luís Henrique Schlichting, CRO-SC 4194, do doutorado em Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC), sob orientação do Prof. Dr. Hamilton Pires Maia, CRO-SC 1860. Esta pesquisa, intitulada **“Resistência à fadiga de molares restaurados com recobrimento oclusal cerâmico de mínima espessura: Influência do tipo de substrato e da espessura do material restaurador”** foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFSC (Projeto no 81/2008), e atende às diretrizes e normas estabelecidas pelas resoluções 196/96 e 251/97, do Conselho Nacional de Saúde - Ministério da Saúde.

A pesquisa acima citada, objetiva testar a resistência de restaurações de porcelana com mínima espessura (de 0,6 a 1,5 mm), que podem ser uma nova possibilidade de tratamento para pessoas que perderam parte do esmalte devido a problemas de erosão dental.

Estou consciente de que este(s) dente(s) foi(ram) extraído(s) para a melhoria da minha saúde, como documentado em meu prontuário. Também compreendo que não irei sofrer qualquer tipo de constrangimento ou punição caso não deseje doar meu(s) dente(s) para essa pesquisa. Sei que a minha participação será sigilosa, sendo preservada a minha identidade, e poderei tirar qualquer dúvida relacionada à pesquisa ou mesmo desistir de participar da mesma, caso mude de idéia a este respeito, entrando em contato com o aluno Luís Henrique Schlichting pelo telefone (048) 32247205. Sei também que meu(s) dente(s) será(ão) utilizado(s) somente para esta pesquisa, não sendo de forma alguma utilizado(s) para fins genéticos.

Assinatura do doador ou representante legal

Assinatura do aluno de doutorado

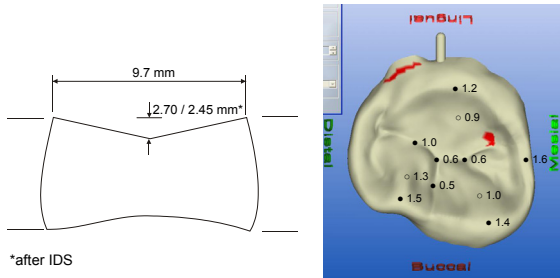
Assinatura do cirurgião-dentista CRO:

APÊNDICES

APÊNDICE A - Folha de controle dos espécimes (Grupo EM06 – espécime número 10)

EM06mm_10

LOAD		CYCLES	RESTORATION [picture]
400		0	[4702 4703]
400	stop 01 (11070)	16070	no cracks
400	inspection	35000	[4704] no cracks
600	stop 02 (25246)	60246	[4705] no cracks
600	inspection	65000	no cracks
800	inspection	95000	cracks [4707]
1000	stop 03 3469	98469	increased [4708]
1000	stop 04 17589	116058	increased [4709]
1000	inspection	125000	same [4710]
1200	stop 05 (3070)	128070	same [4711]
1200	inspection	155000	increased [4712]
1400	inspection	185000	same [4713]



*after IDS

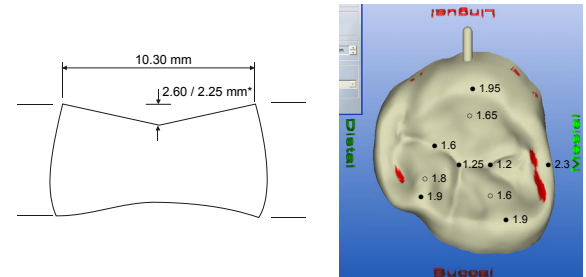
Load (N)	Crack Tracking							
	Surface						Subsurface	
	Contact			Non-contact				
	<2 mm	>2mm	M-D	<2 mm	>2mm	M-D	<2 mm	>2mm
200								
400								
600								
800		x			x			
1000								
1200								
1400								

Fatigue test on 04/14-15/09

APÊNDICE B - Folha de controle dos espécimes (Grupo ECAD12 – espécime número 01)

EC12mm_01

LOAD		CYCLES	RESTORATION
400	inspection	0	[4794-4796]
400	inspection	35000	[4797]
600	inspection	65000	[4808]
800	inspection	95000	[4809]
1000	19991	114991	[4810 big cracks]
1000	inspection	125000	[4811 same]
1200	inspection	155000	[4812 bigger]
1400	inspection	185000	[4813 bigger]



Load (N)	Crack Tracking							
	Surface						Subsurface	
	Contact			Non-contact				
	<2 mm	>2mm	M-D	<2 mm	>2mm	M-D	<2 mm	>2mm
200								
400								
600								
800	X (p)							
1000					x			
1200								
1400								

Fatigue test on 05/06/09

APÊNDICE C – Apresentação da FIG. 22.

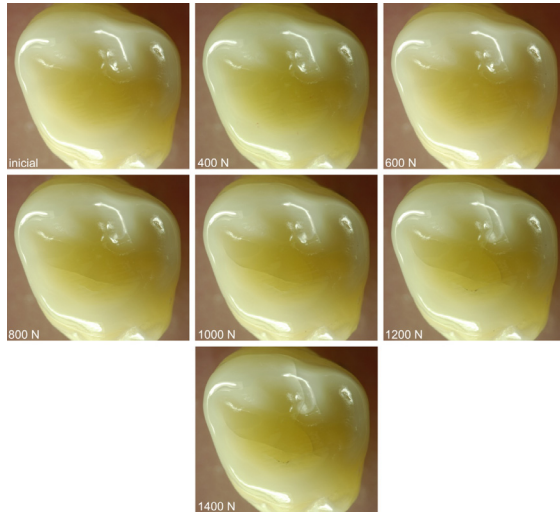


Figura 22 – Ao término de cada intervalo de carga, os espécimes foram fotografados sob condições padronizadas (espécime n. 10 do grupo EM06 sob um aumento de 1,5:1).

APÊNDICE D – Apresentação da FIG. 23.

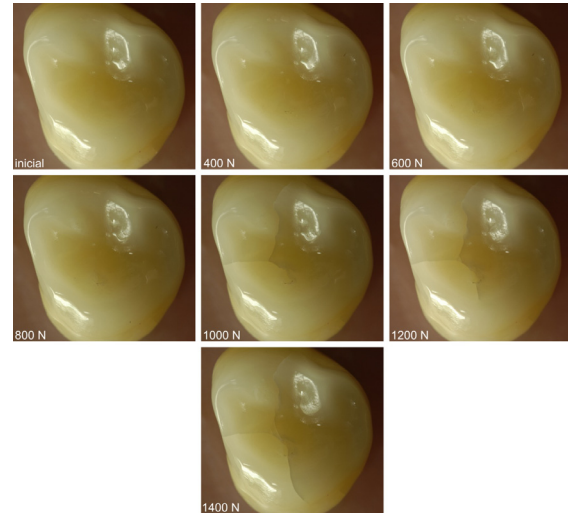


Figura 23 – Ao término de cada intervalo de carga, os espécimes foram fotografados sob condições padronizadas (espécime n. 01 do grupo EC12 sob um aumento de 1,5:1).

APÊNDICE E – Apresentação da FIG. 24.



Figura 24 – Fotos iniciais realizadas com microscópio óptico associado com transiluminação (espécime 03 do grupo MZ06). Vistas: oclusal (a). Mesial (b). Vestibular (c). Distal (d). Palatal (e).

APÊNDICE F – Apresentação das TAB. 3, 4, 5 e 6. (continua)

Tabela 3 – Resultados para o material Empress CAD na espessura 0,6 mm (ECAD06)

Espécime	Ciclos (falha)	Carga (N)	Falha
1	11923	400	sim
2	11012	400	sim
3	36452	600	sim
4	32235	400	sim
5	19210	400	sim
6	65000	600	sim
7	16432	400	sim
8	65000	600	sim
9	62482	600	sim
10	65000	600	sim
Média	38474,6	500	-

Tabela 4 – Resultados para o material e.max CAD na espessura 0,6 mm (EMAX06)

Espécime	Ciclos (falha)	Carga (N)	Falha
1	106800	1000	sim
2	89530	800	sim
3	77044	800	sim
4	55282	600	sim
5	95000	800	sim
6	67236	800	sim
7	65000	600	sim
8	125000	1000	sim
9	95000	800	sim
10	95000	800	sim
Média	87089,2	800	-

APÊNDICE F – Apresentação das TAB. 3, 4, 5 e 6. (conclusão)

Tabela 5 – Resultados para o material Paradigm MZ100 na espessura 0,6 mm (MZ06).

Espécime	Ciclos (falha)	Carga (N)	Falha
1	185000	1400	não
2	185000	1400	não
3	185000	1400	não
4	166444	1400	sim
5	175108	1400	sim
6	185000	1400	não
7	83342	800	sim
8	185000	1400	sim
9	185000	1400	não
10	185000	1400	não
Média	171989,4	1340	-

Tabela 6 – Resultados para o material experimental na espessura 0,6 mm (XR06)

Espécime	Ciclos (falha)	Carga (N)	Falha
1	185000	1400	não
2	185000	1400	não
3	185000	1400	não
4	185000	1400	não
5	185000	1400	não
6	185000	1400	não
7	185000	1400	não
8	185000	1400	não
9	185000	1400	não
10	185000	1400	não
Média	185000	1400	-

APÊNDICE G – Apresentação das TAB. 8, 9 e 10. (continua)

Tabela 8 – Resultados para o material Empress CAD na espessura 1,2 mm (ECAD12)

Espécime	Ciclos (falha)	Carga (N)	Falha
1	114991	1400	sim
2	155000	1400	sim
3	95000	1400	sim
4	65000	1400	sim
5	95000	1400	sim
6	114187	1400	sim
7	125000	1400	sim
8	155000	1400	sim
9	95000	1400	sim
10	95000	1400	sim
Média	110918	1400	-

Tabela 9 – Resultados para o material e.max CAD na espessura 1,2 mm (EMAX12)

Espécime	Ciclos (falha)	Carga (N)	Falha
1	185000	1400	não
2	185000	1400	não
3	185000	1400	não
4	185000	1400	sim
5	167019	1400	sim
6	155000	1200	sim
7	125000	1000	sim
8	155000	1200	sim
9	155000	1200	sim
10	125000	1000	sim
Média	162201,9	1260	-

APÊNDICE G – Apresentação das TAB. 8, 9 e 10
(conclusão)

Tabela 10 – Resultados para o material Paradigm MZ100 na espessura 1,2 mm (MZ12)

Espécime	Ciclos (falha)	Carga (N)	Falha
1	185000	1400	não
2	185000	1400	não
3	185000	1400	não
4	185000	1400	não
5	185000	1400	não
6	185000	1400	não
7	185000	1400	não
8	185000	1400	não
9	185000	1400	não
10	185000	1400	não
Média	185000	1400	-